

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AMELİYATLARDA CERRAHLAR İÇİN
ERGONOMİK DESTEK ÜNİTESİ GELİŞTİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

H. Semra SERDAROĞLU TİGREL

Mimari Tasarım Anabilim Dalı

Mimari Tasarım Programı

MART 2013

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AMELİYATLARDA CERRAHLAR İÇİN
ERGONOMİK DESTEK ÜNİTESİ GELİŞTİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

**H. Semra SERDAROĞLU TİGREL
(502912109)**

Mimari Tasarım Anabilim Dalı

Mimari Tasarım Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nigan Bayazıt

MART 2013

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 502912109 numaralı Doktora Öğrencisi **H.Semra SERDAROĞLU TİGREL**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**AMELİYATLARDA CERRAHLAR İÇİN ERGONOMİK DESTEK ÜNİTESİ GELİŞTİRİLMESİ**" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Nigan BAYAZIT**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Semra AYDINLI**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Şafak KARAMEHMETOĞLU**
İstanbul Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Zuhale ULUSOY**
Kadir Has Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Cemalettin ERTEKİN**
İstanbul Üniversitesi

Teslim Tarihi: 10 Şubat 2012
Savunma Tarihi: 13 Mart 2013

Babam Rifat Serdaroğlu'na

ÖNSÖZ

Ergonomik tasarım kapsamında geliştirilen bu doktora çalışması duruş pozisyonu ölçüm ve analizlerini ve bu amaçla yapılan tasarım çalışmalarını kapsamaktadır. Çalışmanın odak alanı cerrahların ameliyat sürecinde içinde bulundukları duruş pozisyonu bozukluklarının iyileştirilmesi için yapılan araştırma, saptama, tasarım ve analizlerdir.

Tez çalışmam sürecinde bana yol gösteren danışmanım Prof. Dr. Nigan Bayazıt'a, tıp alanında tezimin her aşamasında destek veren tasarladığım prototipleri denetip sorgulatmam için yol gösteren Prof. Dr. Şafak Karamehmetoğlu'na, ve Prof. Dr. Ertuğrul Göksoy'a, ameliyathanede prototipleri deneyerek tasarım ve analizlerin oluşmasına yardımcı olan Prof. Dr. Cemalettin Ertekin'e ve Doçent Dr. Bilgi Baca'ya ve diğer cerrahlara, prototip üretimine destek veren eşim Serhat Tigrel'e, tıp alanında ki kaynak kitaplara ulaşmama yardımcı olan tıp öğrencisi kızım Leyla Zeynep Tigrel'e, cerrahlar için duruş bozuklukları saptama amacıyla sorgulama yapmama destek olan Prof Dr. Firuzan Numan'a teşekkür ederim.

Mart 2013

H. Semra Serdaroğlu Tigrel
Y.Mimar

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
KISALTMALAR.....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET	xxi
SUMMARY.....	xxv
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Problemi.....	2
1.2. Tezin Aşamaları.....	5
2. MESLEK ERGONOMİSİ.....	7
2.1. Ergonominin Tanımı.....	8
2.2. Ergonomik Tasarım	11
2.2.1. Kullanılabilirlik.....	13
2.2.2. Rahatlık.....	13
2.2.3. Sağlık ve güvenlik.....	13
2.3. İş Yeri Tasarımı.....	14
2.3.1. Fiziksel düzenleme.....	14
2.3.1.1. Antropometrik verilere göre.....	14
2.3.1.2. İletişimsel verilere göre.....	15
2.3.2 Sosyal düzenleme.....	15
2.4. Çalışma Mekanı Tasarımı.....	16
2.4.1. Çalışma alanı tasarım prensipleri.....	17
2.4.2. Hareket ekonomisi.....	18
2.4.3. Ayakta ve oturarak çalışma.....	18
2.4.4. Çalışma yüzeyi derinliği ve açısı.....	19
2.4.5. Arayüz tasarımı.....	21
2.5. Çalışan İnsanın Fiziksel ve Bilişsel Özellikleri.....	25
2.5.1. Enformasyon işleme.....	25
2.5.1.1. Duyum.....	26
2.5.1.2. Algı.....	26
2.5.1.3. Kavrama.....	26
2.5.2. Görme.....	27
2.5.3. Duyma.....	27
2.5.4. Somestetik sistem.....	28
2.5.5. Kinestetik sistem.....	28
2.5.6. İnsan Bedeninin Kas İskelet Yapısı.....	29
2.5.6.1. Bağ dokusu.....	29
2.5.6.2. Kaslar.....	30
2.5.6.3. Eklemler.....	31
2.6. Antropometri.....	31
2.6.1. Antropometrik Verilerin Tasarım Sürecinde Kullanımı.....	35

2.6.2. İşyerinde antropometrik uyum için yapılan çalışmalar.....	36
2.6.3. Görüş ve bakış açısı.....	36
2.7. Biomekanik.....	37
2.7.1. Üst ekstremitelerde biomekanik etkiler.....	37
2.7.1.1. Dirsek eklemi.....	38
2.7.1.2. Bilek eklemi, eller, parmaklar.....	40
2.7.1.3. Omuz eklemi.....	42
2.7.2. Boyun eklemesinde biomekanik etkiler.....	43
2.7.3. Bel bölgesinde biomekanik etkiler.....	44
2.8. Statik Çalışma Pozisyonları.....	45
2.8.1 Statik çalışma.....	45
2.8.2. Çalışma pozisyonları.....	46
2.8.2.1. Oturarak çalışma.....	47
2.8.2.2. Ayakta çalışma.....	49
2.8.2.3. Asimetrik ve burulmuş beden duruşları.....	51
2.9. Kas-iskelet sisteminde çalışma pozisyonlarına bağlı meslek hastalıkları	53
2.9.1. Alt –sırt bölgesi problemleri	55
2.9.2. Üst ekstremitelerde birikmiş hasar rahatsızlıkları.....	56
3. AMELİYATHANELERİ ŞEKİLLENDİREN ETKENLER.....	59
3.1. Ameliyathanelerde Çalışma Sistemi.....	59
3.2. Ameliyathanelerde Mekan Bölümleri.....	60
3.3. Ameliyat Ekibinin Çalışma Sistemleri.....	61
3.4. Ameliyathanelerde Mekan ve Donanım Tasarımını Etkileyen Faktörler.....	63
3.5. Cerrahların Duruş Pozisyonları.....	65
3.5.1. Ameliyathanelerde çalışan cerrahların mesleğe bağlı kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarını saptamak amacıyla yapılmış çalışmalar.....	67
3.5.1.1. Hong Kong’da genel cerrahlar arasında yapılan anket çalışması.....	67
3.5.1.2. Avrupa’da minimal invaziv ameliyat yapan cerrahlar için anket Çalışması.....	67
3.5.1.3. Ankara’da 2001 tarihinde 2. Ulusal Sağlık çalışanlarının Sağlığı kongresinde sunulan bir çalışma.....	68
3.5.2. Ameliyathaneler için son on yıl içerisinde yapılmış ergonomik tasarım uygulamalarından örnekler.....	68
3.5.2.1. Öne eğilerek çalışan operatörlerin, eğilmiş durumda iken bedenlerinin üst kısmını desteklemek amacıyla yapılmış ve prototipi üretilmiş göğüs desteği.....	69
3.5.2.2. Laporoskopik ameliyatlarda operatörlerin bedeninde oluşan statik yükün değerlendirilmesi ve statik yükü azaltmak için, ameliyat süresince kullanılan ekranın en ideal konumunu saptamak için yapılmış çalışmalar.....	69
3.5.2.3. Prematüre bebeklere uygulanan ‘Laser Photocagulation’ süresince operatörün duruş bozukluğunu azaltmak ve oturarak ameliyat yapmasını sağlamak amacıyla geliştirilmiş hasta bebek ameliyat yatağı	70
3.5.2.4. Ameliyat sırasında kullanılan aletlerin kulp yüksekliklerinin, operatörün dirsek yüksekliğini karşılaması amacıyla operasyon masası ideal yüksekliğinin saptanması.....	70
3.6. Minimal invaziv ameliyatlarda cerrahın duruş pozisyonu.....	71
4. TEZİN METODU.....	75
4.1 Gözlem ve Saptama.....	77
4.2. Duruş Pozisyonu Ölçme ve Değerlendirme İçin Metot Seçimi.....	78
4.2.1. Anket.....	78

4.2.2. Objektif ve kantitatif değerlendirme.....	80
4.2.3. Çalışmada kullanmak amacıyla incelenen üç boyutlu prosedürler ve bilgisayar yazılımları.....	81
4.2.4. Tarayıcı temelli antropometrik ölçme sistemleri.....	83
4.3. PCMAN ölçme sistemi.....	83
4.4. Destek ünitesi tasarımı yöntem ve prensipleri.....	86
5.BULGULAR TASARIMLAR VE DENEMELER.....	91
5.1. Tasarım süreci.....	96
5.2. Destek ünitesi birinci prototip tasarım ve üretimi.....	108
5.2.1. Birinci prototip destek ünitesinin cerrahlar tarafından denenmesi ve bulguları	112
5.3. Destek Ünitesi İkinci Prototip Tasarımı ve Üretimi.....	113
5.3.1. İkinci prototip destek ünitesinin cerrahlar tarafından denenmesi.	120
5.3.1.1. İkinci prototip destek ünitesi birinci denemesi.....	120
5.3.1.2. İkinci Prototip destek ünitesi ikinci denemesi.....	123
5.4. Denemelerin bulguları ve analizi.....	125
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	131
6.1. Gözlem sonuç ve önerileri.....	132
6.2. Tasarım sonuç ve önerileri.....	133
KAYNAKLAR.....	137
EKLER.....	147
ÖZGEÇMİŞ.....	187

KISALTMALAR

ADP	: Adenozin Difosfat
ATP	: Adenozin Trifosfat
BCPE	: Kuzey Amerika Profesyonel Ergonomi Sertifika Kurulu
CDÜ	: Cerrah destek ünitesi
CTD	: (Cumulative Trauma Disorders): Kümülatif travma bozukluğu
HFES	: (Human Factors and Ergonomics Society) İnsan Faktörleri ve Ergonomi Topluluğu
ICSID	: (International Council of Societies of Industrial Design) Uluslar arası tasarım dernekleri konseyi
IEA	: (International Ergonomics Assosiation): Uluslararası Ergonomi Kurumu
L3-L4	: 3. ve 4. bel omurları
mm Hg	: milimetre cıva
NIOSH	: (National Institute for Occupational Safety and Health) İş Güvenliği ve Sağlığı Nasyonel Enstitüsü
RSI	: (Repetitive Strain Injury): Tekrarlayan gerilme rahatsızlığı
WHO	: (World Health Organization) Dünya Sağlık Örgütü

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1: IEA'nın 1992 yılında 25 üye topluluğuna yaptığı araştırmasından alınan Ergonominin uygulama alanları.....	10
Çizelge 2.2 : IEA'nın 1992 yılında 25 üye topluluğuyla yaptığı araştırmasındaki toplulukların çalışma alanlarına verdiği yanıtlardan ortaya çıkan temalar ve ilgi alanları.....	11
Çizelge 2.3 : Normal aktiviteler sırasında omurganın L3 diskinde oluşan basma yükü.....	51
Çizelge 2.4 : Boyun, gövde ve bacaklar için pozisyon kontrol listesi.....	52
Çizelge 5.1 : Yapılan anket sonuçlarına göre ağrı, yorgunluk, hissizlik bölgeleri.....	92
Çizelge 5.2 : Birinci çalışma pozisyonundaki eklemlerin normalden sapma açısı...	93
Çizelge 5.3 : İkinci çalışma pozisyonundaki eklemlerin normalden sapma açıları...	93
Çizelge 5.4 : Sorgulama sonuçları.....	125
Çizelge 5.5 : Kol desteği ve oturma elemanı geçmiş deneyimi ve kullanma istekleri.....	127
Çizelge 5.6 : Prototip cerrah destek ünitesi kullanıcı değerlendirmeleri.....	128
Çizelge 5.7 : Yaş ve deneyime bağlı kol desteği ve oturma isteği.....	129
Çizelge 5.8 : Beden ağırlığına(kilo) bağlı kol desteği ve oturma isteği.....	129
Çizelge B.1 : Beden açıları dökümü.....	153
Çizelge C.1 : Hasta ve yatak izleme formu 1.....	162
Çizelge C.2 : Hasta ve yatak izleme formu 2.....	163
Çizelge E.1 : Anket sonuç dökümü.....	171
Çizelge E.2 : İnternet üzerinden ulaşılması için hazırlanan anket soruları.....	174
Çizelge E.3 : Elden dağıtılan anket soruları.....	177
Çizelge E.4 : Destek ünitesi denemesi sonrası için anket ve kontrol listesi.....	179

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Görev iş meslek ilişkisi.....	7
Şekil 2.2 : Sosyal Çevre.....	16
Şekil 2.3 : Ayakta çalışma için önerilen çalışma yüzeyi yükseklikleri.....	19
Şekil 2.4 : Normal ve maksimum çalışma alanları.....	20
Şekil 2.5 : Değişik sınıflardaki kumanda donanımları için önerilen dikey yüzey alanları.....	22
Şekil 2.6 : Erkek boylarının normal dağılımı.....	33
Şekil 2.7 : El ve kol hareketleri.....	38
Şekil 2.8 : Ön kola etki eden kuvvetler.....	39
Şekil 2.9 : Kavrama kuvveti dağılımı.....	40
Şekil 2.10: Kavrama ve tutuş şekilleri kuvvet dağılımı.....	41
Şekil 2.11: Fleksiyon ve abduksiyon durumunda ki omuz eklemi.....	43
Şekil 2.12: Boyunda moment etkisi.....	44
Şekil 2.13: Bel bölgesine etki eden momentler.....	45
Şekil 2.14: Sürekli durağan çalışan insanın kapasitesi yük ve dayanıklılık eğrisi.....	47
Şekil 2.15: Oturma pozisyonunda kalça kemiğinin durumu.....	48
Şekil 2.16: Çeşitli duruş pozisyonları sırasında belkemiğinde oluşan açılar.....	50
Şekil 2.17: Yük ve zamana bağlı hasar birikimi.....	54
Şekil 3.1: Ameliyathanelerde çalışma düzeni.....	61
Şekil 3.2: Cerrahlar için tasarlanmış göğüs desteği.....	69
Şekil 3.3: Masa yüksekliğinin performans zamanına etkisi.....	72
Şekil 3.4: Retroperitoneal laparoskopik cerrahide ameliyathane yerleşimi.....	73
Şekil 3.5: Transperitoneal laparoskopik cerrahide ameliyathane yerleşimi.....	74
Şekil 4.1: Tezin aşamalarını gösteren akış diyagramı.....	75
Şekil 4.2: Tasarıma temel oluşturan robot pozisyon ve boyutları.....	87
Şekil 5.1: Cerrahin kolunda statik ve rahatsız pozisyon.....	95
Şekil 5.2: Monitör izlerken ve laproskopi aletlerini kullanırken cerrahın statik biçimsiz duruşu.....	95
Şekil 5.3: Yaylı borulu sistem önerisi.....	96
Şekil 5.4: Yandan görünüş taşıyıcı borular masaya en yakın pozisyonda.....	97
Şekil 5.5: Yandan görünüş taşıyıcı borular masaya en uzak pozisyonda.....	97
Şekil 5.6: Kol destek taşıyıcı boru konumları.....	98
Şekil 5.7: Gazlı ve yaylı amortisörler.....	98
Şekil 5.8: Amortisörler basınç altında.....	99
Şekil 5.9: Gazlı amortisör ve parçalı yaylı amortisör.....	99
Şekil 5.10: Ergo rest kullanılarak yapılan tasarım çalışması.....	100
Şekil 5.11: İki parçalı kayar kol destekli ünite.....	101
Şekil 5.12: kayar sistem kol desteği üstten görünüş.....	102
Şekil 5.13: Kayar sistem arkadan görünüş.....	102
Şekil 5.14: Alt ve üst limit anahtarlı pedal.....	103
Şekil 5.15: Alt ve üst limit anahtarlı pedal (yandan).....	104
Şekil 5.16: Alt üst limit anahtarlı pedal kullanımı.....	104

Şekil 5.17: Pedal detay.....	105
Şekil 5.18: Pedal prototip boyut denemesi.....	105
Şekil 5.19: Pedal teknik resim.....	106
Şekil 5.20 : Kolçak detayı boyuna kesit ve görünüş.....	107
Şekil 5.21: Birinci prototip üretim öncesi robotlu görünüşler.....	108
Şekil 5.22: Pedal mekanizma denemesi.....	109
Şekil 5.23: Platform alt detayı.....	110
Şekil 5.24: Birinci prototip (yan görünüş).....	111
Şekil 5.25: Birinci prototip (ön görünüş).....	111
Şekil 5.26: Birinci prototipin ameliyathanede denenmesi.....	112
Şekil 5.27: Kolçak ve taşıyıcı kolondan enine kesit görünüş (değişiklik sonrası)...	114
Şekil 5.28: Kolçak ileri geri hareketinden pozisyon pimi detayı.....	115
Şekil 5.29: İleri geri mekanizması pozisyon pimi ve yüzeyi.....	115
Şekil 5.30: İleri geri pozisyon pimi alt görünüş.....	115
Şekil 5.31: Kolçak sağa sola hareketinden pozisyon pimi detayı.....	116
Şekil 5.32: sağa sola pozisyon pimli mekanizma.....	116
Şekil 5.33: sağa sola pozisyon pimi ve yüzeyi.....	116
Şekil 5.34: İkinci prototip robotlu yandan görünüş.....	117
Şekil 5.35: İkinci Prototip robotlu önden ve üstten görünüş.....	118
Şekil 5.36: İkinci Prototip robotlu alttan görünüş.....	118
Şekil 5.37: İkinci prototip (yan görünüş).....	119
Şekil 5.38: İkinci prototip (ön görünüş).....	119
Şekil 5.39: İkinci prototip destek ünitesinin ameliyathanede denenmesi.....	120
Şekil 5.40: Kol desteğinin cerrah tarafından kullanılması.....	121
Şekil 5.41: Kol desteğinin iki cerrah tarafından paylaşılarak kullanılması.....	122
Şekil 5.42: İkinci prototip destek ünitesinin ameliyathanede ikinci denenmesi.....	123
Şekil 5.43: İkinci prototip ikinci denemede kol desteğinin kullanımı.....	124
Şekil A.1 : Minimal İnvaziv ameliyat, Laparoskopi tekniği.....	148
Şekil A.2 : Minimal İnvaziv ameliyat, Laparoskopi tekniği.....	149
Şekil A.3 : Beyin cerrahi ameliyatı.....	150
Şekil A.4 : Beyin cerrahi ameliyatı.....	150
Şekil A.5 : Beyin cerrahi ameliyatı.....	151
Şekil A.6 : Göz cerrahi ameliyatı.....	151
Şekil A.7 : Genel Cerrahi Ameliyatı – Açık.....	152
Şekil A.8 : Genel Cerrahi Ameliyatı – Açık.....	152
Şekil B.1 : Cerrahın ayakta serbest duruşu.....	154
Şekil B.2 : Cerrahın ayakta dirsekleri ve sağ dizi bükülmüş serbest duruşu.....	154
Şekil B.3 : Birinci pozisyonda sağ üst kol açıları.....	155
Şekil B.4 : Birinci pozisyonda sağ alt kol açıları.....	155
Şekil B.5 : Birinci pozisyonda sol üst kol açıları.....	156
Şekil B.6 : Birinci pozisyonda sol alt kol açıları.....	156
Şekil B.7 : Birinci pozisyonda alt boyun açıları.....	157
Şekil B.8 : Birinci pozisyonda üst boyun açıları.....	157
Şekil B.9 : Birinci pozisyonda başın açıları.....	158
Şekil B.10 : İkinci pozisyonda başın açıları.....	158
Şekil B.11 : İkinci pozisyonda sağ üst kol açıları.....	159
Şekil B.12 : İkinci pozisyonda sağ alt kol açıları.....	159
Şekil B.13 : İkinci pozisyondaki sol üst kol açıları.....	160
Şekil B.14 : İkinci pozisyondaki sol alt kol açıları.....	160
Şekil B.15 : İkinci pozisyondaki alt boyun açıları.....	161

Şekil B.16 : İkinci pozisyondaki üst boyun açıları.....	161
Şekil C.1 : Ameliyat masası yatık pozisyon.....	164
Şekil C.2 : Ameliyat masası dik pozisyon.	164
Şekil C.3 : Monopolar makas.....	165
Şekil C.4 : Bipolar kesme forsepsi	165
Şekil C.5 : Emiş çubuğu.....	165
Şekil C.6 : Grasper.....	166
Şekil C.7 : Cerrahlar için göğüs desteği önerisi.....	166
Şekil D.1 : Bilgisayar ortamında oluşturulan robot ölçüleri.....	167
Şekil D.2 : Ergo rest kol desteği.....	168
Şekil D.3 : Ergo rest uygulamalı tasarım çalışması yandan görünüş.....	168
Şekil D.4 : Ergo rest uygulamalı tasarım çalışması üstten görünüş.....	169
Şekil D.5 : Teleskopik kolon içindeki dikey hareket motorları.....	169
Şekil D.6 : Prototip 'ilk' robotlu izometrik görüntü.....	170
Şekil D.7 : Prototip 'ilk' izometrik görüntü.....	170
Şekil F.1 : Çalışma fazları.....	181
Şekil F.2 : Gözlemler.....	181
Şekil F.3 : Aksiyon grupları.....	182
Şekil F.4 : Yükler.....	182
Şekil F.5 : Beden bölümlerinin açıları.....	183
Şekil F.6 : REBA değerlendirme tablosu.....	184

AMELİYATLARDA CERRAHLAR İÇİN ERGONOMİK DESTEK ÜNİTESİ GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Ergonomi insanın çevresi ile uyumunu inceleyen bir bilim dalıdır. Çalışan insanların çevreleri ile iletişim ve etkileşimleri, insanların çalışırken nasıl davrandıklarını, çevre ve makineler ile nasıl fiziksel ve duygusal iletişim kurduklarını anlamak, verimli bir çalışma için neler gerektiğini araştırmak ve saptamak çok disiplinli bir bilim olan ergonominin çalışma alanıdır.

Çalıştıkları ortamlar, çalışanın becerileri, fiziksel ve zihinsel kapasitesine ne kadar uyumlu ise, iş performansı da aynı oranda artmaktadır. Çalışanların sağlık problemleri azalmakta ve üretim kalitesi mümkün olan en yüksek seviyeye çıkabilmektedir.

Sağlık sektörü bilimsel çalışmalar ve teknolojik gelişmelerin en hızlı uygulamaya alındığı sektörlerin başında gelmektedir, amaç insan sağlığını korumaktır. Teşhis ve tedavide kullanılacak son teknoloji donanımlar, hasta sağlığına hizmet etmek amacıyla, hızla sektörün kullanımına alınmaktadır.

Sağlık sektöründe kullanılan donanım, mobilya ve araçlar, doğal olarak öncelikle hastanın sağlık sorununu gidermek amacıyla tasarlanmakta ve üretilmektedirler, kullanım kolaylığı ve rahatlığı uygulama sürecinde geliştirilmeye çalışılmaktadır. Tasarım eksikliği, uzun vadede operatörlerin sağlığını tehdit etmektedir ve dolaylı olarak hasta sağlığını da etkilemektedir.

Ameliyathanelerdeki; ergonomik tasarım açısından eksik donanımlar veya donanımların yerleştirilmesinde ergonominin kullanılmaması, operatörlerde uzun süreli duruş bozukluklarına kas iskelet sisteminde rahatsızlıklara sebep olabilmektedir.

Bu olumsuzluklar ‘mesleğe bağlı rahatsızlıklar’ başlığı altında toplanmaktadır. Uzun süreli çalışma sonucunda belirginleşen kümülatif travma düzensizlikleri, tekrarlanan basınç altında incinmeler ve benzeri rahatsızlıklar mesleğin ilk yıllarında fark edilmemekte, zaman içerisinde birikimle ortaya çıkmaktadır. Çalışanlar üzerinde gözlemlenmiş ve belirlenmiş göstergelerden, olası riskleri tanıyarak, beklenen olumsuzlukları engellemek gerekmektedir.

Operatörler ameliyat işlemine yoğunlaştıkları için genellikle duruş pozisyonlarının farkında olmadan çalışırlar veya yaptıkları işin kalitesinden ödün vermemek için rahatsızda olsalar duruş pozisyonlarını değiştirmezler. Yapılan işin yapısı da genellikle, kısa bir ara vererek kaslarını rahatlatmaya uygun değildir.

Teknolojinin gelişimi ile paralel olarak gelişen endovasküler ve laparoskopik prosedürler, (genel anlamda minimal invaziv ameliyatlar) klasik açık ameliyatların yerini almakta, bu değişiklikler yeni tekniklere uygun ergonomik tasarımları gerekli kılmaktadır. Laparoskopik ameliyatlarda kullanılan mobilya ve donanımların adetleri açık ameliyatlara oranla daha fazladır. Bu artış teknolojiye bağımlılığın arttığını ve

ameliyathanelerin kalabalıklaştığını göstermektedir. Laparoskopik ameliyatlarda açık ameliyatlara oranla daha uzun enstrümanlar kullanılmaktadır, dolayısı ile operatörlerin el yüksekliği ile ameliyat masası ilişkisi değişmektedir. Görsel arayüz olarak monitör kullanılmaktadır. Cerrah girişimde bulunduğu organları monitörden izlemektedir.

Ameliyathalerde işin gerekleri, çalışan cerrahların; statik, dinamik ve antropometrik özellikleri, ile dengelenmelidir. Çalışma alanı boyutları alt limit boyutlardır ve en büyük kullanıcı için (%95) yeterli olmalıdır.

Dizler, bacaklar, kollar ve başın rahatça sığması için gerekli olan yeterli boşluk; ekipmanlar arasında ve çevresinde, geçitlerde yükseklik ve genişlik olarak sağlanmalıdır. Yetersiz alan çalışanları biçimsiz duruş pozisyonlarına zorlamaktadır.

Çalışanlar bir mekanizmaya, bir organa veya bir kontrol düğmesine erişebilmek için kollarını uzatmak zorundadırlar, Bu uzaklık küçük kullanıcı için erişme (menzil) uzaklığı olmalıdır. Çalışırken 3 boyutlu erişme ulaşma alanı; çalışanın önündeki, ileriye eğilmeden veya uzanmadan kullanacağı alan, en küçük kadın çalışanın %5 değerine göre tasarlanmalıdır

İnsanın bulunduğu ve çalıştığı çevrede tasarım yapabilmek için antropometrik dataların yanı sıra biomekanik datalar da gereklidir. Üst ekstremité, baş ve boyun, bölgesi kütleleri, omurganın bel bölgesi ile açı oluşturdıkları oranda aynı bölgede moment de oluştururlar. Kollar desteksiz ileri uzanmış durumda çalışılıyorsa yerçekiminin kütleye etkisi ile omuzlarda moment oluşturur ve bu moment omuz adaleleri ile karşılanmaya çalışılır. Boyun da oluşan yükler başın pozisyonu ile ilgilidir. Başın dikey pozisyonundan ayrılma açısı boyun eklemlerinde oluşan moment ile doğru orantılı olarak artar. Moment etkisi statik çalışma durumunda olursa, moment etkisine tepki olarak kasılan kaslar insan bedeninde iç basıncı artırır ve kan dolaşımını yavaşlatır.

Çalışanın konumu işin görsel gereklilikleri ve çalışanın erişme uzaklığı ile belirlenir. El pozisyonu çalışanın duruşunu ve oturma yüksekliğini dolayısı ile dayanma elemanının yatay konumunu belirler. El pozisyonu belirlendikten sonra; duruş, oturma ve dayanma konumları, başın yerden yükseklik ve bakış açısı olarak konumunu belirler.

İşe bağlı kas-iskelet sistemi hasarları organların ve dokuların sürekli olarak, risk faktörü niteliğinde ki mekanik stres altında kalması sonucunda oluşmaktadır. Kısa çalışma dönemlerinde, oluşması beklenen hasar birikimleri ile bilinen bir ilişki kurulamamaktadır, fakat uzun dönemde bu birikim özellikle boyunda, omuzlarda ve bel bölgesinde saptanmıştır.

Statik durumda baş hareketleri kısıtlanmış durumdayken ve baş öne eğilerek veya burularak çalışmak, boyun adalelerinde ve omuzlarda ağrıların oluşmasına neden olmaktadır. Omuz ve bel bölgesinde statik yükü ve bu bölgedeki kaslarda oluşan ağrıları arttıran önemli bir neden de, omuz bölgesinden taşınarak gelen, kol pozisyonlarının sebep oldukları yüklerdir.

Ameliyathanede çalışmak takım ile birlikte hareket ederek mümkündür. Ameliyat takımı steril ortamda çalışmaktadır, steril ortamın getirdiği kısıtlamalar, çok çeşitli donanımın kısıtlı bir alanda, hasta yatağının çevresinde hazır bulundurulması, acil durumlarda gerekli ekipmanının ulaşılabilir yakınlıkta saklanması, özellikle gerekli her türlü donanımın belli prosedürler çerçevesinde kullanılması, hareket serbestliğini kısıtlamaktadır.

Ameliyathane de ki ergonomik tasarım ve planlama eksiklikleri, takım ergonomisinde ve teknik yapılanmada ki eksiklikler, ameliyat sürecinde ve sonrasında, ameliyat takımının çeşitli zorluklarla ve sağlık sorunları ile karşılaşmasına sebep olabilmektedir.

Ameliyathanelerde ki ergonomik tasarım eksikliklerini gidermek amacıyla çalışmaya başlanmış, ameliyat sürecinde, ameliyat takımı izlenmiş fotoğraf çekilmiş ve gözlem yapılmıştır. Cerrahların duruş pozisyonlarına yoğunlaşarak değerlendirmeler yapılmıştır.

Değerlendirme aşamasında cerrahlarla anket yapılmış, modelleme özelliği olan bilgisayar yazılımı olarak PCMAN kullanılmış, cerrahların duruş pozisyonları üst ekstremiteler ve boyun eklem açıları temelinde belirlenmiştir.

Duruş pozisyonlarının kas-iskelet sistemi üzerinde negatif etkiler oluşturmalarını engelleyecek ergonomik tasarım önerileri yapılmıştır. Tasarım prensipleri belirlenerek prototip cerrah destek ünitesi tasarlanmış üretilmiş ve ameliyathanelerde cerrahlara denetlenmiştir.

DESIGN DEVELOPMENT OF ERGONOMIC SUPPORTING UNIT FOR SURGEONS IN OPERATION ROOMS

SUMMARY

Ergonomics is the science of working man and its environment. Ergonomics, as a multi-disciplinary science, investigates and determines the communication and interaction of the working people with their environment, their physical and emotional contact in their working space, with the machinery they use, and evaluates the requirements of worker to be efficient in his work.

When the work is in harmony with the employee's skill, physical and mental capacity and the performance in the work place will increase, health problems of employees will decrease and production may increase to the highest possible level of quality.

Scientific studies and technological developments are taken into implement as quickly as possible in health sector, in order to serve rapidly with the latest technology equipment available in the diagnosis and treatment of the patient's health. The goal is to protect human health.

The hardware, furniture and tools, used in the health sector, of course, primarily designed and produced in order to eliminate the patient's health problem. The operator's 'ease of use' is ignored at first, and taken into account later in time, when the health problems start to arouse. The lack of 'ease of use' factor affects the health of the operator and indirectly affects the health of the patient.

Planning in the operating room, or the placement of equipment used, lacking in terms of ergonomic design, can cause disorders and long-term musculoskeletal illnesses among operators.

These effects are collected under the title 'occupational diseases'. As a result of the long-term work, cumulative trauma disorders are aggravated, repetitive strain injuries and other ailments could not be recognized during the first years of the profession, the accumulation occurs over time. By recognizing the Indicators that have been observed previously, the potential risks on the employees can be identified and expected drawbacks can be prevented.

Surgeons do not realize their uncomfortable postures, if they realize, they still don't change their postures not to stop the process of the surgery, and usually they try to concentrate on their operation not to compromise the quality of their work. Structure of the work is not appropriate to relax the muscles by giving short breaks.

Endovascular and laparoscopic procedures have been developed in parallel with the development of technology, (in general, minimally invasive surgery) they are replacing the conventional open surgery, and these changes require new techniques appropriate to ergonomic designs.

The amount of equipment used in laparoscopic surgery is much more than the amount in open surgery. The increased reliance on technology has increased the

amount of technical instruments and operating rooms became crowded. Instruments used for laparoscopic surgery are longer than the ones used in open surgery, thus changing the relationship with the operating table height in relation with the operators hand. Visual interface is used as a monitor. Bodies are followed by monitors during surgical intervention.

In operation rooms, job requirements, must be balanced with the surgeons', static, dynamic, and anthropometric characteristics. Workspace dimensions in operation rooms are lower limit dimensions they must be designed for the larger (%95) male user. Enough space must be provided for passages, between or around equipment for the operation team members to fit in comfortably.

Limited space forces the operators into awkward postures. Operators (surgeon) should be able to reach to a particular organ or a mechanism without leaning forward when extending his arms. This distance must be three dimensional reach distance and should be designed for the small (%5) female user.

To be able to design an environment for human worker biomechanical data is required besides anthropometric data. Lumbar region of the spine is affected by the torque, which is caused by the departure angles of the joints of upper extremity, head and neck. If the arms are outstretched and unsupported, while working, there will be a gravitational force on the mass of the arm and torque will be applied to the shoulders. The torque on the neck is related with the position of head, as the departure angle of head from the vertical increases the torque on the neck increases proportionally. When the load because of the torque is applied during static posture, muscle contraction in response to internal pressure increases and blood flow slows down in the human body.

The working location is determined by visual requirements and access distance of the operator hand. Hand position of the operator specifies the working height and posture and these determine the sitting height and horizontal position of backrest. After the hand position, the posture and angle of vision determines the vertical height and position of head.

The work-related musculoskeletal injuries of organs and tissues are because of the of continuous mechanical stress being a risk factor. In short working periods the relation between cumulative trauma disorders (CTD) and causing effects are hardly detected. In long term working CTD is determined especially in the neck, shoulder and lumbar region.

Forward leaning of the head, radial twisting of the neck causes pain in the shoulder and neck muscles while working in restricted static postures. Static load and pain in the shoulder and in lumbar region is also because of the load in the upper extremity causing torque in shoulder and lumbar region.

Working in an operation room is possible with an operation team. Surgical team works in sterile conditions, the constraints imposed by a sterile environment, a limited area of a wide variety of equipment being ready to be around the patient's bedside, emergency equipment needed to be stored in proximity, particularly the use of all necessary equipment within the framework of certain procedures, restricts

freedom of movement.

Deficiencies in the ergonomic design and planning in the operating room, lacking of team-ergonomics and technical structure, during and after surgery, encounter various difficulties and may cause health problems in the surgery team.

To evaluate and determine the problems of the working environment in the operation room, a survey is done on the basis of ergonomic design. Questionnaires are made with the surgeons searching for the causing factors of musculoskeletal injuries among surgeons.

Photographs of the operation team are taken during surgery. Static postures of the surgeons are evaluated with a model based soft ware called PCMAN. Angles of the body parts at joints are found out by using the software. Proposals are made to help to carry the static load of the surgeons during the surgeries, caused by the postures of the surgeons. Design principles are determined, prototype surgeon supporting unit is constructed and tested by surgeons during operations.

1. GİRİŞ

İnsan ve çevre arasındaki ilişkilere baktığımızda, tarih boyunca yaratıcı çabaların yeni bir kapsam içinde konumlandırılarak, insanlık ve onun rahatlığı adına yapılan tasarım çalışmaları ile karşılaşırız. Bu tasarım, gereksinimlere çağdaş karşılıklar bulma çabasıdır. Yeni bir tasarım ürününün varlığı, insanlığın gereksinimlerinin ve çağın gereklerinin birbirini tetiklemesi ile oluşur.

ICSID olarak bilinen Uluslararası Tasarım Dernekleri Konseyi tarafından yapılan tanıma göre; tasarım yaratıcı bir eylem olup, amacı nesnelerin süreçlerin, hizmetlerin ve onların sistemlerinin bütün yaşam döngüleri içinde ele alınmasıdır. Bu nedenle, tasarım teknolojinin yenilikçi olarak insanileştirilmesinde, kültürel ve ekonomik alışverişte merkezi öneme sahip bir faktördür (Bayazıt, 2011).

Karmaşık bir yapıya sahip olan tasarımı Fry'ın (1999) bakış açısıyla üç temel konuya dayandırabiliriz (Bayazıt, 2011).

Tasarım ontolojik olarak nesnelere dayanır. Nesneler tasarlama eylemi ya da süreci sonucunda meydana gelirler. Tasarımı meydana getiren tasarımcılar ve paydaşları bir takım araçları kullanarak tasarımı meydana getirirler. Bunlar yazılımlar, örüntüler çizimler, şartnameler, talimat ve yönetmelikler vb olabilir. Tasarım nesne olarak vücut bulma aşamasına gelene kadar, tasarımcı ve paydaşların oluşturdukları bir tasarım ve üretim süreci vardır.

Bir tasarım ürününün kullanım başarısı birçok açıdan değerlendirilmektedir. Tasarım sebebini oluşturan gerekliliği karşılaması açısından; bu işlevi yerine getirirken yeni gereksinimlere ne oranda sebep olduğu açısından ve kullanıcı kolaylığı ve rahatlığı açısından çeşitli değerlendirmeler yapılmaktadır.

Çalışma çevresinde kullanılan tasarım ürünlerinin, kullanıcı kolaylığı ve rahatlığı yapılan işin başarısı ve kullanıcı sağlığı ile doğrudan ilişkilidir. 'İş başarısı' ve 'çalışan insan' iki eş değer kriter olarak iş biliminin, aynı anda ve aynı oranda değer verilmesi gereken ilkeleridir.

İş bilim, dünya genelinde yaygın olarak kullanılan adı ile ‘ergonomi’, insanı ve onun değerlerini inceler, seri üretim arzının oluşması ile insan makine etkileşiminin artması sonucunda önem kazanmıştır. İkinci dünya savaşı yıllarındaki, İnsan performansı ve insan-makina ilişkisi alanlarında, bir diğer adıyla insan sistem arakesiti alanlarında yapılan çalışmalar, ergonomi ve iş bilim kavramlarının tanınmasına, ürün tasarımı sürecinde uygulanmasına ivme kazandırmıştır.

İnsan sistem ara kesit teknolojisinin beş adet bileşeni vardır. Bunlar ‘hardware ergonomics’ adıyla bilinen insan makine arakesit teknolojisi ya da donanım ergonomisi, ‘enviromental ergonomics’ adıyla bilinen insan çevre arakesit teknolojisi ya da çevresel ergonomi, ‘cognitive ergonomics’ adıyla bilinen insan yazılım ara kesit teknolojisi ya da bilişsel ergonomi, ‘job design ergonomics’ adıyla bilinen insan iş ara kesit teknolojisi ya da iş tasarım ergonomisi, ve ‘macro ergonomics’ adıyla bilinen insan organizasyon ara kesit teknolojisi ya da makro ergonomi olarak belirlenmiştir (Hendrick ve Kleiner, 2002).

İnsan makine ara kesit teknolojisi ya da donanım ergonomisi insanın iş yükünü azaltmak, hata yapma oranını düşürmek, konfor ve verimliliğini geliştirmek amacıyla oturma ve çalışma alanı düzenlemesinde, gösterge ve kontrol panellerinin konumlanmasında, iş istasyonlarının tasarlanmasında biomekanik ve antropometri pratiklerinin uygulanmasıyla gelişmiştir.

Günümüzde insan makine ara kesit teknolojisi tüketici ürünleri, iş istasyonları, endüstri ve ofis donanımı, taşımacılığın bütün alanlarında, tasarım yoluyla kullanılmaktadır.

1.1. Tezin Problemi

Bir işin başarısı için çalışan insanın iş güvenliği ve sağlığı ile işin verimliliği arasında en uygun sentezi oluşturmak gerekmektedir. Bu ilke her sektörde olduğu gibi sağlık sektöründe de geçerlidir. Sağlık sektörü çalışanlarının sağlıkları korunarak dolaylı olarak hastaların sağlıklarına kavuşması da kolaylaştırılabilir. Bu da çalışanların yeteneklerini doğal sınırları içinde en iyi biçimde kullanarak gerçekleşebilir.

İnsanlığın en önemli amaçlarından biri sağlıklı yaşamak, sağlıklı nesiller yetiştirmektir. İnsanın sağlıklı yaşaması her türlü gereksinmenin önünde gelmektedir. Bu amaç doğrultusunda sağlık sektörü bilimsel çalışmalar ve teknolojik gelişmelerle

en hızlı beslenen sektörlerin başında gelmektedir. İnsan sağlığının korunması ve iyileştirilmesi için yararlı olacağına inanılan yeni yöntemler teşhis ve tedavide kullanılacak son teknoloji donanımlar hasta sağlığı ön planda olduğu için hızla sağlık sektöründe kullanılmaya çalışılmaktadır.

Sağlık sektöründe kullanılan donanım, mobilya ve araçlar doğal olarak öncelikle hastanın sağlık sorununu gidermek amacıyla tasarlanmakta ve üretilmektedirler. Kullanıldıkları ortamdaki diğer tasarım ürünleri ile uyumu, kullanım kolaylığı ve rahatlığı uygulama sürecinde geliştirilmeye çalışılmaktadır. Sağlık ekipmanlarının tasarım sürecinde ötelenen kullanıcı rahatlığı uzun vadede sağlık personelinin, ameliyathane çalışanlarının ve özellikle operatörlerin sağlığını dolaylı olarak da hasta sağlığını etkilemektedir. Çalışanların rahatsızlıkları doğal olarak yapılan işin süresini, nitelik ve niceliğini etkilemektedir.

Bu çalışmanın amacı ameliyathanelerde ki görev sürecinde operatörlerin sağlık açısından sakıncalı olan duruş pozisyonlarını saptamak, genel olarak çalışma pozisyonlarını belirleyen faktörler açısından değerlendirmek, varsa olumsuzlukların hangilerinin ergonomik tasarım eksikliğinden kaynaklandığını belirlemek ve bu etkileri azaltacak tasarım önerileri sunmaktır. Cerrahlardaki duruş pozisyonu olumsuzluklarının ergonomik açıdan nasıl değerlendirilebileceği ve ergonomi temelli tasarım-planlama ile nasıl geliştirileceği sorusuna cevap aramaktır.

Ameliyathanelerdeki ergonomik tasarım açısından eksik donanımlar veya donanımların yerleştirilmesinde ergonominin yeterli oranda kullanılmaması operatörlerde uzun süreli duruş bozukluklarına kas iskelet sisteminde rahatsızlıklara sebep olabilmektedir (Van Veelen MA, 2003).

Bu olumsuzluklar mesleğe bağlı rahatsızlıklar başlığı altında toplanmaktadır. Uzun süreli çalışma sonucunda belirginleşen kümülatif travma bozukluğu, tekrarlayan burkulmalar ve benzeri rahatsızlıklar mesleğin ilk yıllarında fark edilmemekte, zaman içerisinde birikimle ortaya çıkmaktadır. Çalışanlar üzerinde gözlemlenen, belirlenmiş göstergelerden olası riskleri tanıyarak beklenen olumsuzlukları engellemek gerekmektedir.

Operatörlerin ameliyat sırasındaki duruş pozisyonu gövde ve bacak hareketlerinin kısıtlandığı statik duruşlardır. Genellikle ellerde ve kollarda hassas, kısıtlı ve tekrarlanan küçük hareketler ve bedenin diğer bölümlerinde baş, boyun ve sırtta uzun

sürekli kasılmış kaslar statik pozisyonlarla birlikte gözlenmektedir. Operatörler ameliyat işlemine yoğunlaştıkları için genellikle duruş pozisyonlarının farkında olmamaktadırlar veya yaptıkları işin kalitesinden ödün vermemek için rahatsız olsalar da duruş pozisyonlarını değiştirmemektedirler. Yapılan işin yapısı da genellikle kısa bir ara vererek kaslarını rahatlatmaya uygun değildir (Vereczkei, 2004).

Klasik ameliyat ortamında operatörlerin el, kol hareketleri ve ayak, bacak hareketleri ile kumanda ettikleri cerrahi donanımlar kullanılır. Ameliyat işleminin gereği olarak operatörün el kol hareketleri çok hassas, sınırlı, kontrollü olmalıdır. Gerektiğinde eller işlem yaparken kolların hareketsiz kalıp yapılan işin hassasiyetine katkı sağlaması gerekmektedir. Kolların hareketsiz tutulması ve gerektiğinde bu tutuşun omuz yüksekliğinde gerçekleşmesi cerrahın bedeninde statik yüklere sebep olmaktadır.

Statik yükün kütlenin desteklenmesiyle azaltılabileceği ve iletilebileceği konusuna odaklanılarak bu çalışmada cerrahların ameliyat yaparken ergonomi yaklaşımı bağlamında kollarının nasıl desteklenebileceği sorusuna cevap aranmaktadır.

Tezin problem sorusu şu şekilde belirlenmiştir: Laparoskopi tekniği kullanarak statik duruş pozisyonunda ameliyat yapan cerrahlar için bir destek ünitesi geliştirilebilir mi?

En genel ve ideal hedef bir gölge taşıyıcıya ulaşabilmektir. Çalışan bedeninin bir kopyası durumunda hareket edebilen ve bu yapıyı taşıma işini paylaşabilen bir sisteme ulaşmanın en doğru çözüm olduğu düşünülmüş. Bu prensipler doğrultusunda en ideal çözüm için çalışılmıştır.

Amaç ameliyat işlemi başladıktan sonra cerrahın kol ve ayaklarında yer değiştirmeye gereksinme duymadan kol desteklerini üç düzlemde hareket ettirebilmesini sağlamaktır. Ameliyat işlemlerine ara vermeden destek ünitesini istediği konuma getirebilmesi amaçlanmaktadır. Destek ünitesi cerrahın bedeniyle birlikte ve onun verdiği ivmelerle kesintisiz olarak hareket edebildiği sürece cerrahın ameliyat işlemine olan konsantrasyonu düşmeyecektir. Cerrahın ameliyat işlemine ara vererek kendi pozisyonunu rahatlatacak destek ünitesi kumandaları ile ilgilenmesi dikkatini

ameliyat işleminden ayırması sakıncalı durumlar yaratabilmektedir. Bu sakıncaların bilincinde olarak cerrahlar kendi duruş pozisyonlarını rahatlatmayı ötelemektedirler. Cerrahın destek ünitesini bedeninin bir uzantısı olarak kumanda edebilmesi ön görülmüş ve bu amaçla tasarım önerileri getirilmiştir.

1.2. Tezin Metodu

İş çevresi için ergonomik tasarım kriterleri oluşturmada önce çalışanların iş yükü taleplerini nasıl karşıladığını, tam olarak anlayabilmek gerekmektedir. Duruş pozisyonunu, performansını, fiziksel ve zihinsel iş yükünü, birim iş süresi içinde saptayabilmek gerekmektedir.

Duruş bozukluğuna neden olan yetersiz tasarımların belirlenmesi için, işyeri ortamında ölçme ve değerlendirme yapılması gerekmektedir. Bu doktora çalışması kapsamında sağlık sektörünün en önemli, insan sağlığı açısından en kritik mekânı olan ameliyathanelerde ergonomik tasarım açısından gözlem ve tespitler yapılmış ve ergonomik tasarım değerlendirmeleri ve önerileri oluşturulmuştur.

Güncel durumu saptamak için literatür araştırması ve cerrahlar ile görüşmeler yapılmıştır, ameliyathanelerde fotoğraf ile gözlem ve tespit yapılmıştır (Şekil A.1-A.8). Literatür araştırması ameliyathanelerde ergonomik tasarım, çalışanların duruş pozisyonları ve ölçme değerlendirme yöntemleri konularına destek verecek bilginin sağlanması için yapılmıştır. Ameliyathanelerde daha önce yapılan araştırmalar incelenirken, genel olarak kullanılan ölçme ve değerlendirme yöntemleri de saptanmış bu konudaki eğilimler araştırılmıştır. Cerrahlarda duruş bozukluğunun varlığı ve nedenlerini anlayabilmek için yapılmış anketler incelenmiştir. Bulunan olumsuzlukları analiz edebilmek için görev sürecinde duruş pozisyonlarını oluşturan etkenler incelenmiştir.

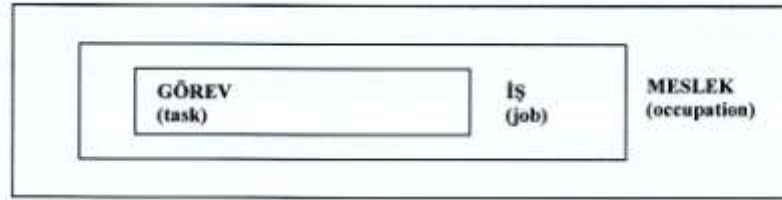
Ergonomik tasarım ve planlama önerileri getirebilmek için ameliyathane ve ameliyat tipleri incelenmiştir. Minimal invaziv ameliyatların açık ameliyatlara oranla gittikçe daha fazla yapıldığı anlaşılmış ve özellikle bu tip ameliyatlardaki ergonomik olumsuzluklar odak alanı olarak seçilmiştir. Olumsuzlukları ergonomik açıdan ölçmek ve değerlendirebilmek için metodlar araştırılmış, belirlenmiş ve cerrahlara uygulanmıştır. Deneme amacıyla daha önce üretilen prototip beden destekleri

incelenmiştir. Cerrahların kollarını desteklemek amacıyla tasarım yapılmış, prototipi üretilmiş ve denenmesi sağlanmıştır.

2. MESLEK ERGONOMİSİ

Meslek ergonomisi, ergonomi disiplini içerisinde çalışanın çevresi ile ilişkisini tanımlayan özel bir alandır.

İşyerinde çalışanların belirlenmiş bir amaç için yerine getirdikleri alt aktivite birimine görev (task), işyeri sistemi içerisinde bir çalışanın sürdürdüğü tanımlanmış bir uğraşa iş (job), bir işyeri içerisinde çalışan kişinin yaptığı işlerin toplamını kapsayan pozisyonuna ise meslek (occupation) denir (Şekil,2.1) (Singleton, 1989).



Şekil 2.1 : Görev iş meslek ilişkisi (Singleton, 1989).

‘İş’ dar anlamı ile insanların ekonomik kazançları için yaptıkları faaliyetlerdir. Geniş anlamı ile, bir amaç veya çaba içeren her türlü insan hareketine iş denir (Singleton, 1989). Dünya sağlık örgütüne göre (WHO 1995) 10 yaş üzerindeki dünya nüfusunun %58 i zamanının 1/3 nü çalışarak geçirmektedir, çalışanların %30-%50 si iş kazalarına karşı korunmasızdırlar, eşit orandaki çalışanlar, stres ve psikolojik açıdan aşırı yük altında çalışmaktadırlar (Kumar, 1999).

İşin gerekleri(görev, organizasyon, fiziksel ve biyomekanik çevre) ile çalışanın kapasitesi (fizyolojik, zihinsel, sosyolojik, biyomekanik ve duyuşal) dengede olmalıdır.

İşin gerekleri insan kaynaklarını aşmadığı sürece performans verilerinde belirgin değişiklik olmamaktadır, artan iş yükünü karşılamak için çalışanlar, zihinsel ve fiziksel çabalarını arttırmaktadırlar. İşin gerekleri, insan kaynaklarını aştığı noktada ise çok hızlı performans düşüklüğü görülmektedir (Wickens, 2004b)

Teknolojinin hızlı gelişmesi ortam ve çalışma şartlarını hızla değiştirmektedir. Araştırma yapmak için gerekli süre tamamlanmadan şartlar ve ortam değişmektedir.

Bu olgu, psikosomatik insan yapısını etkileyebilecek olası risklerin araştırılmasının, çoğunlukla akademik araştırmalar kapsamında yapılmasına sebep olmaktadır.

2.1. Ergonominin Tanımı

Ergonomi ilk defa 2. Dünya savaşı yıllarında, savaşan insanların verimliliği konusunda çalışan, anatomist, fizyolog, sosyolog ve mühendislerden oluşan bir grup İngiliz bilim insanının ürettiği bir sözcüktür. Yunanca ‘ergos’ (insan) ve ‘nomos’ (doğa kuralları) sözcüklerinden oluşmuştur (Pheasant,1991).

Çağdaş Ergonomi 1949 yılında Murrell tarafından, hem uygulamalı bilim hem uygulamalı teknoloji hem de her ikisi birden olarak, Edholm ve Murrell tarafından 1973 de, Meister tarafından 1999 da düşünölmüştür (Karwowski, 2000).

Ergonomi bir bilim dalı olması yanı sıra bir de kavramdır, dünyaya bakış açısidir. alışan insanların çevreleri ile iletişim ve etkileşimleri, işlerini nasıl yaptıkları, çalışma ortamları, kullandıkları makine ve donanımlar bu kavramın parçalarıdır.

İnsanların çalışırken nasıl davrandıklarını, evre ve makineler ile nasıl fiziksel ve duygusal iletişim kurduklarını anlamak, verimli bir çalışma için neler gerektiğini araştırmak ve saptamak çok disiplinli bir bilim olan ergonominin çalışma alanıdır.

Yaratılan ortamlar, çalışanın becerileri, fiziksel ve zihinsel kapasitesine ne kadar uyumlu ise, iş performansı da aynı oranda artmakta ve optimum seviye ye ulaşabilmektedir. Çalışanların sağlık problemleri azalmakta ve üretim kalitesi mümkün olan en yüksek seviyeye çıkabilmektedir.

Endüstrinin gelişmeye başladığı ilk yıllarda iş çevrelerindeki donanım ve makineler karmaşık bir çalışma ortamı yaratmıştır ve çalışan insanlar yaptıkları işe uydurulmaya çalışılmıştır. Ergonominin öneminin geç anlaşılması nedeniyle endüstrileşmenin ilk dönemlerinde iş kazalarının, üretim hatalarının, zaman kaybının artması engellenememiştir. 1980 sonrasında insan merkezli tasarım yaklaşımı öne çıkmıştır.

Kısaca ‘IEA’ olarak bilinen Uluslararası Ergonomi Kurumuna göre ergonomi ya da insan faktörleri mühendisliği insanın refahını, mutluluğunu ve genel sistem

performansını ve bir sistemin diğer elementler ve insanlar arasında ki etkileşimlerini temelde anlamaya çalışan bilimsel bir disiplindir.

‘IEA’ nın 1997 yılındaki eski tanımı ise ergonomiyi ‘işleri, sistemleri, ürünleri ve çevrelerini insanların sınırları ve zihinsel-fiziksel yetenekleri ile uyumlaştıran insan bilimlerinden çıkarılan bütün bir bilgi’ şeklinde tanımlamaktadır.

Kısaca ‘BCPE’ olarak bilinen Kuzey Amerika Profesyonel Ergonomi Sertifika Kurulu ise ergonomiyi, insanın yetenekleri, sınırları ve diğer tasarımıyla ilgili insan karakteristiklerine ilişkin bir bilgi bütünü olarak tanımlamaktadır. BCPE’nin 1999 da duyurduğuna göre ergonomik tasarım ya da mühendisliği; etkili insan işlevleri ile güvenli ve konforlu çevreler, ürünler, sistemler, işler, görevler, makineler ve aletlerin tasarımında, ergonomi bilgisinin kullanılmasıdır. Bu tanım daha önce 1988 yılında Chapanis tarafından geliştirilmiştir (Hendrick Hal W, 2002).

Bir ürünü, sistemi veya çevreyi insanların kullanması düşünülüyorsa, bunların tasarımları insanların özellikleri bağlamında yapılmalıdır (Pheasant, 1986).

Çalıştıkları çevreyi insanlar yaratmıştır ve yarattıkları çevre kendilerinin kontrolündedir, dolayısı ile kullandıkları çevreyi insanların kendi düşünce, istek ve becerilerine uyumlu kılmaları gerekmektedir (Oborne, 1987).

2000 öncesi dönemde ‘ergonomi’ işin çalışana uydurulması, olarak uygulamaya çalışılmıştır. 2000 sonrasında ise, sosyoekonomik büyüme ve endüstrileşmenin karmaşıklaşması sonucunda, yeni çok disiplinli, bütünleşmiş, ileriye gören, devinim halindeki sistemlerin karmaşasını kapsayabilen bir ‘ergonomi’ yaklaşımı gerekmektedir (Vanwonterghem, 2009b). İş yükü baskısı sonucu oluşan gerilme bileşenleri incelenmiştir. İş yükü baskı bileşenleri olarak: görev, organizasyon, çevre, fiziksel ve biyomekanik özellikler; gerilme bileşenleri olarak ise: psikolojik, fonksiyonel, zihinsel, davranış özellikleri ve sübjektif faktörler gösterilmiştir.

Ergonomi çok disiplinli bir çalışma alanıdır ve temel olarak üç grup disiplinden oluşur. Fizyoloji ve anatomi birinci grup; fizyolojik ve deneysel psikoloji ikinci grup; fizik ve mühendislik bilimleri üçüncü grup disiplinleri oluşturmaktadır (Oborne,1987).

İnsan vücudunun yapısı fiziksel kabiliyetleri ve limitleri, boyutları, gücü ve dayanıklılığı, beyin ve sinir sisteminin çalışması, davranış, algılama, öğrenme,

hatırlama ve benzeri özellikleri ilk iki disiplinin kapsamındadır. Aynı özellikler tıp biliminin de kapsamındadır. Tıp alanın da, özellikle ameliyathanelerde kullanılan donanımlar fizik ve mühendislik disiplinleri açısından ergonominin ve tasarım disiplinlerinin ürünleridir. Tıp, ergonomi ve tasarım; kapsamlarındaki disiplinler açısından örtüşmektedir.

IEA'nın 1992 yılında 25 üye topluluğu kapsamında yaptığı araştırmasına göre ergonomide uygulama alanları yüzdeleri gösterilmiştir. Verilen yanıtlara göre; çevre-mobilya tasarımı %76, medikal aletler %56 oranlarında, ergonominin uygulama alanına girmektedir (çizelge 2.1).

Çizelge 2.1 : IEA'nın 1992 yılında 25 üye topluluğuna yaptığı araştırmasından alınan ergonominin uygulama alanları (Hendrick, 2000).

KONU	YANITLAR %
Güvenlik	84
Endüstri Mühendisliği	84
Biomekanik	76
İş yükü	76
İnsan-Bilgisayar	76
Çevre-Mobilya Tasarımları	76
Eğitim	72
Antropometri	72
Psikoloji	68
Görsel Performans	64
İş Fiziyojisi	64
Test ve Değerlendirme	64
Kurumsal Psikoloji	62
Gösterge/Kontrol	62
Tüketici Ürünleri	56
Medikal Aletler	56
Havacılık Endüstrisi	52
İletişim	44
Zaman/Hareket	36
Taşıma	32
Fizyoterapi	8
Psikofizik	8

Aynı araştırmaya göre ergonominin ilgi alanları gösterilmiştir. İş ile ilgili kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları, fiziksel iş çevresinin ergonomik tasarımı ve arakesit tasarımı konuları ergonominin ilgi alanlarındandır (çizelge 2.2).

Çizelge 2.2 : IEA'nın 1992 yılında 25 üye topluluğuyla yaptığı araştırmasındaki toplulukların çalışma alanlarına verdiği yanıtlardan ortaya çıkan önemli temalar ve ilgi alanları (Hendrick, 2000).

ERGONOMİ İLGİ ALANLARI
İş organizasyonu ve tasarımını değiştirecek yöntem bilim
İş ile ilgili kas-iskelet sistemi rahatsızlıkları
Elektronik tüketici eşyalarının kullanılabilirlik testleri
İnsan-Bilgisayar Arakesiti: Yazılım
Kurumsal tasarım ve psiko-sosyal iş organizasyonu
Fiziksel iş çevresinin ergonomik tasarımı
Nükleer santrallerin kontrol odası tasarımı
Ergonomistlerin yetiştirilmesi
İleri teknoloji ile arakesit tasarımı
İnsan güvenilirlik araştırması
Zihinsel iş yükü
İş gücü maliyet hesaplama yöntem bilimi
Ürün sorumluluğu
Yol güvenliği ve otomobil tasarımı
Gelişmekte olan ülkelere teknoloji transferi

2.2. Ergonomik Tasarım

Yirminci yüzyılın başından başlayarak, tasarım kavramı üretim endüstrisi tarafından farklı bir hareket olarak kabul görmekteydi. Tasarım sistemleri ve işleyişleri ile ilişkili kavramlar, İş-bilim metotlarını kullananlar ve geliştirenler tarafından bilinmekteydi, Gilbert'in 1909 yılında oluşturduğu hareketi inceleme çalışması ve 1917 yıllarında A.B.D. de, insanın iş yaparken gözlenmesine dayanmaktaydı (Broadbent G. 1975). Birinci dünya savaşı sonlarında, savaş endüstrisi alanında çalışan fabrikalarda kullanılan makina ve donanımlar göreceli olarak daha az gelişmişlerdi. Savaş sürecinde kullanılan yeni silahlar, tank ve uçaklar, öncelikle mekanik verimlilik ilkesine dayanarak tasarlanmışlardı. Bu alandaki ilk araştırma çalışmaları uçak tasarımına odaklı ürün performansını artırma çabalarıdır. 1920 den sonra endüstri yorgunluğu (industrial fatigue) en önemli araştırma konusu olmuştur.

İkinci dünya savaşı sonrası, yoğun ekonomik ve sosyal problemler sonucunda tasarım bir problem çözme ve karar verme işlemi olarak kabul edilmiştir. İkinci

dünya savaşı sürecinde gelişen bilim, özellikle mühendislik disiplinlerinde tasarım problemlerinin çözümüne katkı sağlamıştır. Mühendisler, endüstri tasarımcıları, istatistikçiler, sosyolog ve fizyologlardan oluşan çok disiplinli ekipler kurulmuştur (Bayazıt. N, 2004).

Kullanıcı gereksinimleri alanındaki çalışmalar 1960 yıllarında başlamıştır. Bu amaçla dünyanın çeşitli yerlerinde devlet organizasyonları kurulmuştur. Bu konuda çalışan ilk organizasyonlar, A.B.D. de 'National Bureau of Standarts' adıyla bilinen Ulusal Standartlar Bürosu, Fransa'da CSTB, İngiltere 'de 'Building Research Station' adıyla bilinen Yapı Araştırma İstasyonu, Hollanda'da CIB 'Center International de Batiment' adıyla bilinen Uluslararası Yapı Araştırma Merkezi. İsveç ve Danimarka'da devlet araştırma merkezleridir.

İnsan Faktörleri ve Ergonomi Topluluğu olan HFES, Stratejik Plan Yönetme Komitesi, İnsan faktörlerinin diğer adıyla ergonominin geçen 60 yıl içerisinde bilimsel araştırma yolu ile geliştirdiği tek bir teknolojiye sahip olduğunu tespit etmiştir. HSEF bu teknolojiyi kısaca 'HSIT' olarak bilinen İnsan Sistem Ara Kesit Teknolojisi olarak tanımlamıştır. Bu teknoloji ergonomi tasarım prensiplerini, kılavuzlarını, özelliklerini, yöntemlerini ve araçlarını kullanmaktadır; güvenlik, sağlık, konfor, verimlilik ve kaliteyi içeren sistem değişikliklerine ve tasarımına, insan sistem ara kesit teknolojisini uygulamaktadır (Hendrick, 2000,).

Ergonomik Tasarım Kriterleri:

Çeşitli uygulamalarda kılavuzluk etmesi için kriterlere gereksinim vardır. Kriterler yardımı ile kararlarımız denenebilir ve bir çerçeve içine oturtulabilir. Ergonomi kapsamında kriterler, herhangi bir ürünün, çevrenin, çalışma mekanının, insanlar ile uyumunu sağlamak ve değerlendirmek amacıyla, oluşturulmuş karar standartlarıdır. Tasarım kriterleri çeşitli bilim dallarından kaynaklanarak oluşmuştur. En yüksek seviye de genel kavramlar yer alır; kullanılabilirlik, rahatlık, güvenlik, genel kavramların temelini oluşturur. Bu kavramları işlevsel anlamda kullanmak mümkün olmadığı için problem çözmek amacıyla üst seviyedeki kavramları, alt seviyedeki kavramlara bölerek değerlendirme yapabiliriz.

2.2.1. Kullanılabilirlik

Bir sistem veya ürünün, öncelikle kullanılabilir olması gereklidir. Tasarımda kullanılabilirlik aşağıdaki alt kavramlara bağlıdır (Nielson,1993).

Öğrenilebilirlik: Sistem kullanıcısı tarafından kolay öğrenilebilir olmalıdır.

Verimlilik: Sistem kullanıcısı tarafından öğrenildikten sonra yüksek seviyede üretim mümkün olmalıdır.

Hatırlanabilirlik: Kolay hatırlanabilir olmalıdır. Kullanıcı çalışmaya bir süre ara verse de, yeniden öğrenme işlemleri olmadan, sistemi kullanmaya bıraktığı yerden devam edebilmelidir.

Hata oranı: Sistemin hata oranı düşük olmalıdır, hata oluşsa da düzeltilmesi kolay olmalıdır.

Memnuniyet: Sistem kullanıcısını çalışma süresince ve sonrasında memnun edebilir olmalıdır.

2.2.2. Rahatlık

Rahatlığın tanımı veya ölçümü Hertzberg tarafından yapılamamaktadır, rahatsızlığın olmadığı durum olarak tanımlanmıştır (Hertzberg, 1958).

İnsanın çalışma sistemi ve donanımı ile fiziksel ve zihinsel, diğer çalışanlarla sosyal uyumu kişinin rahatlığını sağlar. İş performansını optimum seviyede tutabilmek için iş ve çevre tasarımının çalışanla uyumlu olması gerekmektedir. Bu uyumun sağlanabilmesi için çalışanın fiziksel, bilişsel ve sosyal kapasitesi değerlendirilerek çalışma mekanı ve çalışma donanımının tasarımında, kriterler olarak kullanılması sağlanmaktadır.

İş ile çalışanın uyumunu, ürün ile kullanıcının uyumunu sağlayan etkin bir sistemde bu kriterlerin optimizasyonu gereklidir (Pheasant, 1991).

2.2.3. Sağlık ve güvenlik

Ergonomik ölçütlerle yapılan durum çalışmalarında rahatlığı ve kullanılabilme özelliği yükselen ortamlarda sağlık ve güvenlik seviyesinin arttığı saptanmıştır. Çalışma istasyonu tasarımlarında öncelikle performans sağlamak amacıyla, çalışanların, uygun bedensel çabanın üzerine çıkmasının engellenmesi gerekir.

Bu yaklaşımın uzun ve kısa vadeli yararları vardır. Kısa dönemde iş kazalarına ve yorgunluğa engel olur, uzun dönemde iş hastalıklarının oluşmasına (sırt ve boyun ağrılarına, yinelenen kasılma yaralanmalarına, vb.) dolaylı olarak işe devamsızlığa engel olur. Rahatlık ve sağlık seviyesi yükseltilmiş ortamlar sonuçta, ekonomik olarak hem işletmelere hem de ülkeye yararlıdır.

2.3. İş Yeri Tasarımı

İLO Recommendation 64 (1981)'e göre işyeri çalışanların iş üretmek ve karşılığında bir değer kazanmak amacıyla gittiği, işverenin doğrudan veya dolaylı kontrolü altında olan yerler için kullanılan bir sözcüktür.

Çalışma sistemini ve çalışma mekânını, kullanacak kişilerin gereksinimleri, işin gerekleri ve teknolojinin sağladığı imkânlar kapsamında tasarlamak ve geliştirmek ergonomi alanında çalışanların ve tasarımcıların çalışma alanına girmektedir.

Bir iş ortamı işin gereklerine göre tasarlanırken ve ortamda çalışanlar işin gereklerine göre yerleştirilirken, fiziksel ve sosyal çevrenin parçaları olan mobilyalar, makine donanımı (monitör, konsol, tezgâh), diğer çalışanlar, çalışanlar arasında iletişim bağlantıları, dolaşım alanları vb. tasarım probleminin parçaları olarak değerlendirilir ve çalışma mekânı olarak düzenlenirler. Bu düzenlemenin çeşitli bakış açıları vardır.

2.3.1. Fiziksel düzenleme

2.3.1.1. Antropometrik verilere göre

Antropometrik verilere göre yapılan tasarım kullanıcı boyutları temel alınarak yapılan tasarımlara denir. Statik antropometri temel alınarak düzenleme yapılırken çalışanların çevrelerine boyutları açısından uymalarına çalışılır. İşlevsel antropometri temel alınarak düzenleme yapılırken çalışanların çevrelerine hareketleri açısından uymalarına çalışılır. Harekete bağlı düzenleme yapılırken makine ve donanımların yerleşim kriterleri kolay erişim, kullanım sıklığı, işlevlere göre gruplama, operatör hareketine göre sıralama olarak sıralanır.

Sıralı harekete göre yapılan düzenlemelerde, belli bir görevi tamamlama süresi, işlevlerin önemine veya sıklığına bağlı olarak yapılan düzenleme sürelerine oranla daha kısadır (Osborn, 1982).

2.3.1.2. İletişimsel verilere göre

Görsel iletişime bağlı düzenlemede yapılan işin niteliğine bağlı olarak görsel iletişimin önemi değerlendirilir. Görülebilirlik aydınlanma seviyesine ve görüntüye bağlı olarak değişir. Görüş alanını engelleyen nesne ve insanların bulunmaması ve görüntünün görülebilir uzaklıkta olması gerekir.

İşitsel düzenleme yapılırken çevredeki gürültünün şiddeti değerlendirilir; çalışanların sözlü iletişimini engellemeyecek ve çalışanların duyması gereken, sesleri duymalarını sağlayacak şekilde düzenlenir. Genel gürültü makinelerin ses sinyallerini örtmeyecek seviyede tutulmalıdır. Makinelerin gürültüsü ise sözlü iletişimi engellemeyecek seviyede tutulmalıdır.

2.3.2 Sosyal düzenleme

Sosyal çevre ve diğer çalışanlarla etkileşim, çalışanın performansını pozitif veya negatif yönde etkileyebilir.

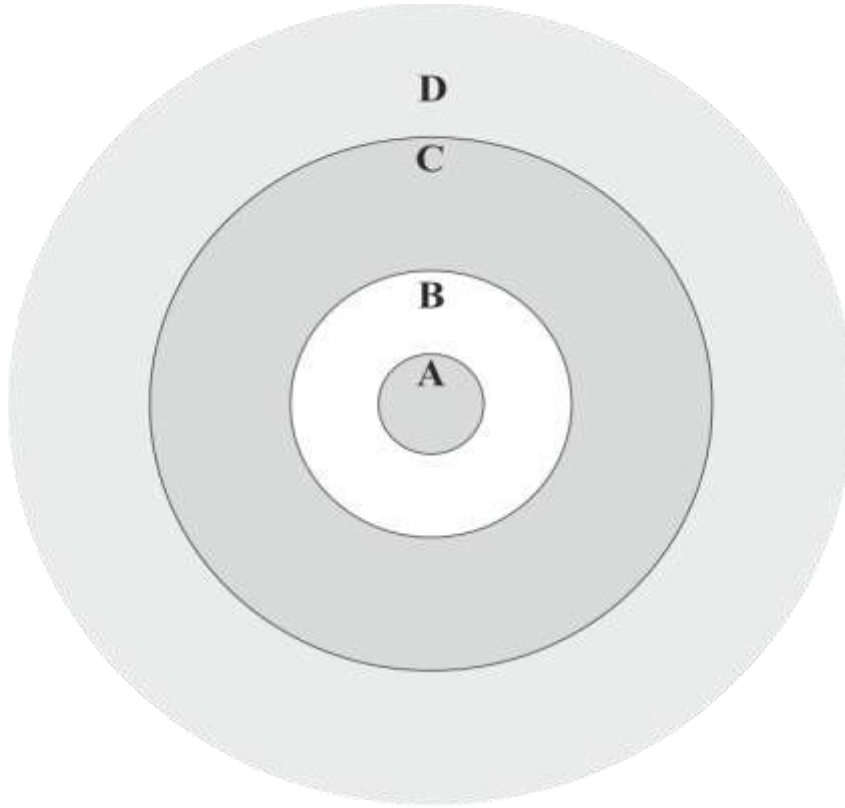
Kişisel alan başka insanların davetsiz girmemesi gereken, bedeninin çevresinde görünmeyen sınırlarla belirlenmiş alandır (Sommer,1969).

İnsanların üç boyutlu alana gereksinimleri vardır. Bu alan dikey ve yatay yönde olabilir, biri azalırsa diğerinin artması gerekir (Savinar,1975).

İnsanı saran sosyal çevresindeki alanlar, insandan dairesel olarak uzaklıklarına göre kabaca dört gruba ayrılırlar. Bu alanlar merkezden başlayarak; özel, kişisel, sosyal ve kamusal alanlardır (şekil 2.2) (Hall, 1976).

Birlikte çalışanlar ‘yakın sosyal’ uzaklık içinde bulunurlar. Başka çalışanların da bulunduğu sosyal ortamlarda kendilerine ait özel çevre de çalışanlar ‘uzak sosyal’ uzaklık içinde bulunurlar.

Çalışanların kişisel sahaları başkaları tarafından işgal edilirse, çalışmada stres ve rahatsızlıklar oluşabilir ve sonuç olarak performans düşüklüğüne neden oluşturabilir. Çalışanlar arasındaki mesafelerin kişiler üzerindeki etkisi ortama ve içindekilere göre değişiklikler gösterebilir. Kişilik, yaş, cinsiyet, kültür, ve statü bunlardan bazılarıdır.



	yakın	uzak
A. özel uzaklık	0-15 cm	15 - 45cm
B. kişisel uzaklık	45-76 cm	76 - 120cm
C. sosyal uzaklık	100 - 200 cm	200 - 350cm
D. kamusal uzaklık	350 - 750cm	750cm ve üzeri

Şekil 2.2 : Sosyal Çevre.

2.4. Çalışma Mekanı Tasarımı

İngilizce ‘work space’ olarak tanımlanan çalışma mekanı çalışanın yakın çalışma çevresidir. Mekanın şekilleri ve boyutları, çalışma donanımı olan gösterge, monitör ve kontrol ünitelerinin konumları çalışma alanının niceliksel özelliklerini belirler. Çalışanın güvenliği ve rahatlığı kontrol ünitelerinin hatasız ve rahat kumanda edilebilmesi; çalışan operatörün kol, bacak kullanımında denge sağlanması; operatörün aşırı yüklenmesinin engellenmesi ise mekanın niteliksel özellikleridir (Osborne, 1982). Çalışanların çalışma çevreleri ile kullanılabilirlik, rahatlık, sağlık ve güvenlik düzeyindeki temel ilişkilerinin düzenlenmesi için daha alt seviyelerde prensiplere gereksinimler vardır. Bunlar çalışanın fizyolojik, biyomekanik ve enformasyon transferi ile ilgili gereksinimleridir. Çalışanın iş istasyonunda engellerle çatışmadan hareket edebilmesi, kişisel mekanını koruyabilmesi, çalışırken

kullandığı donanım ile problemsiz arayüz oluşturabilmesi, çalışma sırasında takım arkadaşları ile iletişim kurabilmesi, iş yeri için geliştirilen prensipler açısından en önemli ergonomik tasarım kriterlerini oluşturur.

2.4.1. Çalışma alanı tasarım prensipleri

Corlet (1978) de, bir çerçeve oluşturmak amacıyla çalışma alanı tasarımı prensiplerini oluşturmuştur (Corlet ve Parsons, 1978).

- Çalışan kişi çalışma süresince dik ve öne bakan bir pozisyonda durabilmelidir.
- Görerek çalışmak gerekiyor ise baş ve beden dik pozisyonda iken veya sadece baş ileri doğru hafif eğik pozisyondayken, görsel odaklar görüş alanı içinde olmalıdır.
- İşin kapsamındaki tüm aktiviteler çalışanın kapasitesini değiştirmeden, görevinin her aşamasında güvenli ve sağlıklı kalarak işine adapte olabilmesine izin vermelidir.
- İş çalışanın isteğine bağlı olarak oturarak veya ayakta durarak çalışmaya imkan verecek şekilde düzenlenmelidir. Oturarak çalışanlar fazladan bir harekete gerek kalmadan isterlerse sandalye arkallığını kullanabilir durumda olmalıdırlar.
- Ayakta durma pozisyonunda çalışırken bedenin ağırlığı her iki ayağa eşit olarak dağılmalıdır. Ayakla kullanılan pedalların tasarım ve konumlandırılmasında bu faktör dikkate alınmalıdır.
- Çalışanın bedenini zorlamadan kullanması sağlanmalıdır özellikle baş, gövde, kollar ve ellerdeki eklemler hareket kabiliyeti aralıklarının ortalarında kalacak pozisyonda olmalıdırlar.
- Fiziksel güç uygulanacağı durumlarda, bu uygulama mümkün olan en geniş ve en uygun adale grubu kullanılarak ilgili uzvun hareket kabiliyeti yönünde olmalıdır.
- Sürekli yapılan işler kalp hizasında veya üzerinde olmamalıdır. Kalp hizası veya üzerinde, kısa süreli hafif işler (fiziksel güç gerektirmeyen) yapılırken üst kollar desteklenmelidir.
- Tekrarlanan güç uygulanacaksa herhangi bir ekipmana uyum sağlamaya çalışmadan her iki bacakla veya her iki kolla yapılmalıdır.
- Çalışma aktivitesi sırasında belirli aralıklarla mola alınmalıdır. Molalar bütün iş yüklerine uygulanmalıdır; çevre ve enformasyon yükleri de mola süresince kesilmelidir.

Çalışma süresince performansı arttırmak ve çalışanın yorulmasını geciktirmek amacıyla da çeşitli kurallar geliştirilmiştir.

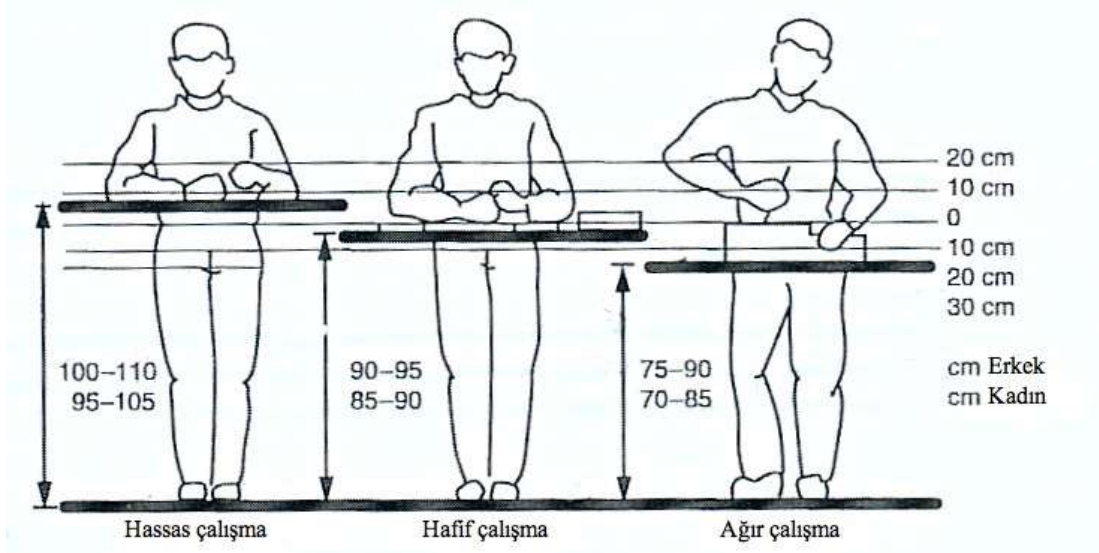
2.4.2. Hareket ekonomisi

Barnes ve diğerleri, (1963) İngilizce ‘motion economy’ terimi ile açıklanan hareket ekonomisini geliştirmiştir:

- En etkili performans için mümkün olan en az bedensel hareketle görevleri yerine getirmek gereklidir.
- Belli bir hareketi yaparken iki el aynı anda harekete başlamalı ve bitirmelidir.
- İki el aynı süre boyunca durağan pozisyonda kalmamalıdır (dinlenme konumu dışında).
- El ve kol hareketleri birbirine zıt ve simetrik olmalıdır.
- Bedende oluşan moment yapılan hareketi desteklemelidir; bedendeki adale hareketi momenti azaltmak için çalışır durumda olmamalıdır.
- Eller yumuşak yuvarlak hareketler yapmalıdır; hızlı yön değiştiren doğrusal hareketlerden kaçınılmalıdır.
- Serbest salınım hareketleri (sadece yerçekimi etkisindeki hareketler) sürekli adale kontrolü altındaki hareketlere oranla daha hızlı, kolay ve hassastır.
- Çalışma, rahat ve kolay bir ritim sağlayacak şekilde düzenlenmelidir
- Gözlerin sabitlenmesi mümkün olduğunca az olmalı ve sabitlenme noktaları birbirine yakın olmalıdır.

2.4.3. Ayakta ve oturarak çalışma

Çalışanlar geniş bir alan içerisinde sıklıkla hareket ederek çalışıyorlarsa, ağır ve geniş hacimli objeler taşımaları gerekiyorsa, elleriyle yüksek kuvvet uygulamaları gerekiyorsa, ulaşılması zor yerlere ulaşmaları gerekiyorsa genellikle ayakta durarak çalışırlar (şekil 2.3). Uzun süreli ayakta durarak çalışmak insan bedenine artı yük getirir; bacaklarda beden sıvısının birikmesine neden olur. Uzun süre oturmak ise sırtın alt kısımlarına zarar verir (Grandjean, 1988).

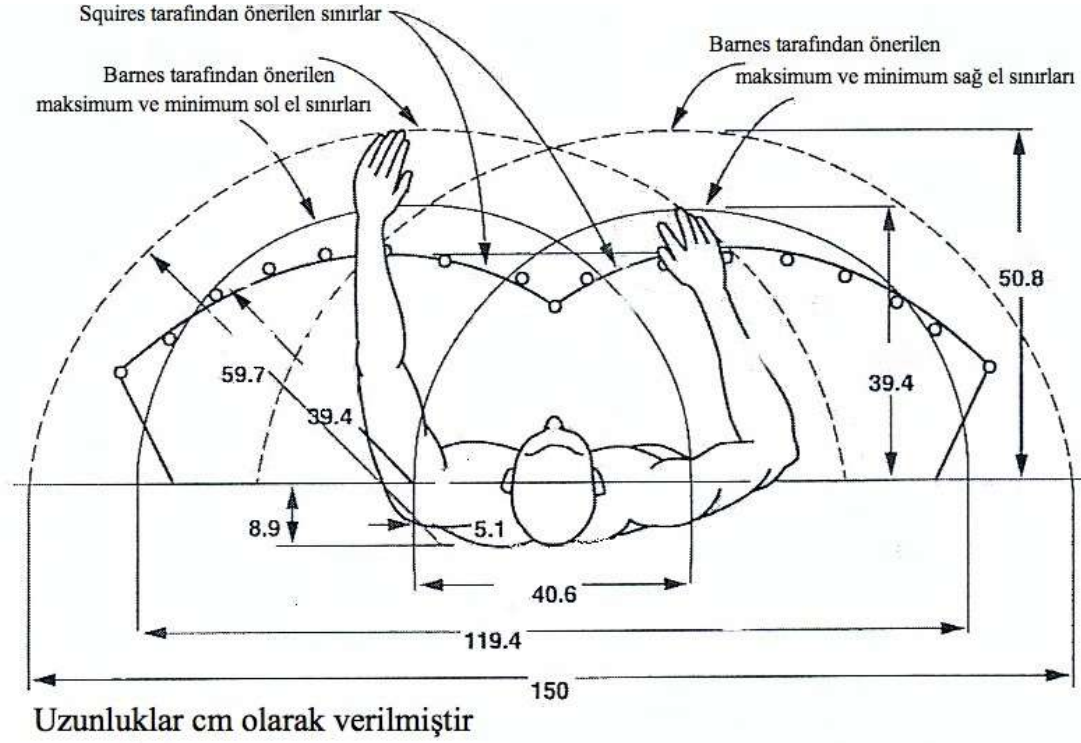


Şekil 2.3 : Ayakta çalışma için önerilen çalışma yüzeyi yükseklikleri
Soldan başlayarak; hassas, hafif ve ağır yük için yerden yükseklikler,
üst sıra ölçüler erkek, alt sıra ölçüler kadınlar için önerilmiştir.
0 yüksekliği dirsek yüksekliğidir (Grandjean, 1988).

Uzun süreli çalışmalar için oturarak çalışmak beden yükünü azaltır, el kol hareketlerini hassaslaştırır, denge hissini artırır, kan dolaşımını destekler. Ayakta çalışırken çalışma yüksekliği için dirsek yüksekliğinin 5-10 cm altı, oturarak çalışırken, işin karakteri hassas çalışma veya kuvvet uygulaması gerektirmiyorsa dirsek yüksekliği uygundur. Oturarak veya ayakta çalışırken hassas çalışma gerekli ise, çalışma bölgesi görsel kontrolünün sağlanabileceği bir çalışma yüksekliği olan dirsek seviyesinin üzerinde olmalıdır.

2.4.4. Çalışma yüzeyi derinliği ve açısı

Yatay düzlemdeki ideal çalışma alanı, kolların üst kısımları açılmadan kolların alt kısımlarının kapladığı alan olarak Squires tarafından 1956 da gösterilmiştir (Wickens, 2004). Dirsek sabit durumda iken sadece alt kolların hareketi ile ulaşılabilen alan da yatay çalışma alanı olarak Barnes tarafından 1963 de tarif edilmiştir (şekil 2.4) (Wickens, 2004).



Şekil 2.4 : Barnes (1963) tarafından önerilen normal ve maksimum çalışma alanları, Squires(1956) tarafında önerilen normal çalışma alanı (Sanders, M.S., McCormick, E.J., 1993).

Öncelikle ulaşılması gereken parçalar ideal çalışma alanında, çalışana mümkün olan en yakın konumda tutulmalıdır. Maksimum çalışma alanı ise kolların omuz ekleminde açılmış olarak kapladıkları (ulaşabildikleri) alandır.

Yatay düzlemlerin 15 dereceye kadar eğimli olması, Eastman ve Kamon (1976) ve Bridger (1988) tarafından belirtildiği gibi duruş pozisyonunu düzeltmekte, gövde hareketini azaltmakta, boyunun öne eğilmesini azaltmakta ve çalışanın daha konforlu ve ağrısız çalışmasını sağlamaktadır (Wickens, 2004).

Çalışanlar açısından eğimli yüzey okuma için tercih edilirken yazma işlemi için tercih edilmemektedir. Çalışma alanının fiziksel düzenlemesini, çalışanın fiziksel antropometrik boyutlarına göre yapmak ergonomik bir çalışma mekanı yaratmak için yeterli değildir. İnsan bedeninin biomekanik özelliklerini de tasarım girdisi olarak kullanmak gereklidir.

2.4.5. Arayüz tasarımı

İnsanın çevresinde, dokunsal ve görsel iletişim kurduğu objeler ile insan arasındaki yüzeye, enformasyon alış verişi amacıyla temas durumunda bulunduğu, kullandığı kumandalar ve izlediği göstergelere ara yüz denir (Singleton, 1989). Arayüzün kullanılabilirliği ve kullanıcının performansı açısından tasarım hedefleri belirlenmiştir.

Hedeflerin dökümü aşağıdaki gibidir:

- Kullanım kolaylığı
- Öğrenim kolaylığı
- Yüksek verimlilik
- Düşük kullanım hatası oranı
- Kullanıcı hatalarının engellenmesi
- Hataların kolay düzeltilmesi
- Kullanıcının boyut farklılıklarının kullanım rahatlığına engel olmaması
- Beceri seviyesi değişik kullanıcılar tarafından kullanılabilmesi
- Başka ürünlerde kazanılan becerilerin transfer edilebilmesi
- Kullanıcı rahatlığı
- Kullanıcı güvenliği

Kullanılan donanımın bilişsel gerekleri, operatörün becerileri ile örtüşebilmelidir. Bilişsel uyum ‘dil, hafıza ve algılama’ olarak üç açıdan sağlanır.

Bilişsel dil uyumu emirlerin yapımı ve anlamı ile ilgilidir, kısaltılmış sözcükler ve emirlerden uyumsuzluk oluşabilir. Hafızanın uyumu, operatörün eski kumanda bilgilerini yeni sistemlerde de kullanmasıyla sağlanır. Algısal uyum ise kullanıcının göstergelerden aldığı enformasyonu işlemesi ile belirlenir.

Gösterge ile kumandanın birbirine göre olan hareketi (yer değiştirme oranı) kullanılan sistemin hassaslık derecesini belirler. Kumandaya uygulanan hareket göstergedeki harekete oranla daha az ise, bu durum sistemin yüksek hassasiyette olduğunu gösterir. Kumandaya uygulanan hareket göstergedeki harekete oranla daha düşük ise, bu durum sistemin düşük hassasiyette olduğunu gösterir.

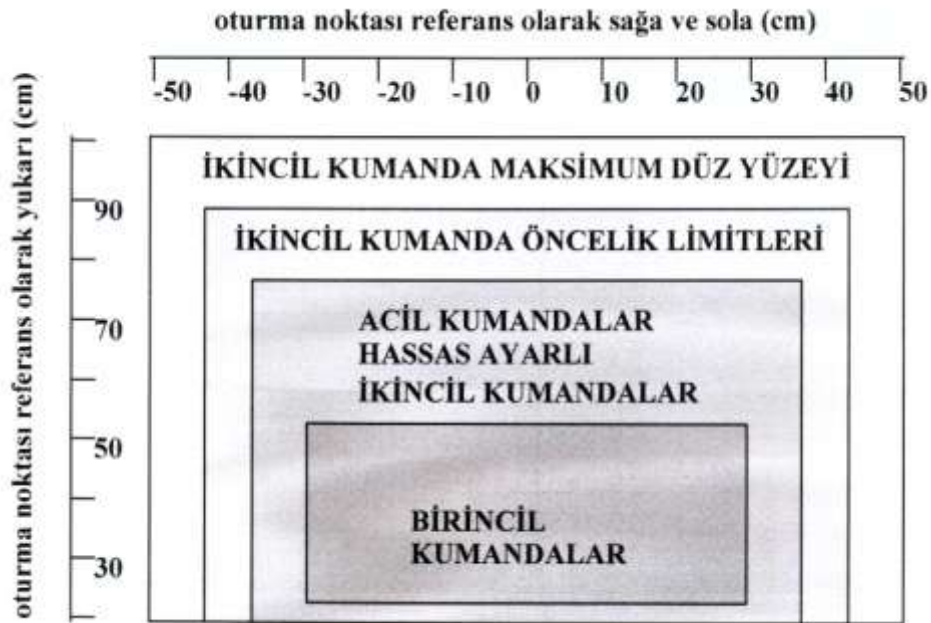
Kullanılan donanımın işlevine uygun seçilmesi gerekmektedir. Sürekli kumanda gerektiren donanımları yönetirken operatörler iki çeşit hareket sergiler. Birinci hareket diğerine oranla daha kabardır ve kumandanın kullanılacağı bölgeye yerleştirilmesidir. Jerkins and Connor (1949) bu ilk hareketi kumandanın yolculuğu olarak tarif etmektedir. İkinci hareket ise yerleştirme işlemidir, bu hassas hareketi operatör kendi motor kontrol kapasitesi yardımı ile yapar. McCormik ve Sanders' e (1987) göre gösterge ve kumandaların konumlandırılmasında tatminkâr bir sonuç elde edebilmek için aşağıda ki ilk dört ana prensibin (şekil 2.5) uygulanması gerekmektedir (Sanders ve diğerleri, 1993).

- Önem derecesi prensibi:

Güvenli ve efektif bir operasyon için gerekli sistem bileşenlerinden en önemlileri en kolay ulaşılabilir ve fark edilebilecek şekilde konumlandırılmalıdır. Kumandaların önceliklerine bağlı olarak düzenlenmesi önerilmektedir.

- Kullanım sıklığı prensibi:

En çok kullanılan bileşenler en ulaşılır ve görülebilir pozisyonda konumlandırılmalıdır (Önem derecesi prensibi ile kullanım sıklığı prensiplerinin planlamaya bağlı olarak yer değiştirmesi de önerilmektedir).



Şekil 2.5 : Değişik sınıflardaki kumanda donanımları için önerilen dikey yüzey alanları, (Sanders, M.S., Mc Cormick, E.J. 1993).

- Fonksiyonuna bağı guruplama prensibi:

Yakın ilişkili fonksiyonları olan bileşenler birbirlerine yakın olarak konumlandırılmalıdır.

- Zincirleme kullanım prensibi:

Çoğunlukla birbiri ardınca kullanılan bileşenler, birbirlerine yakın olarak konumlandırılmalıdır ve bunların yerleşimleri operasyon içi sıralama ile mantıksal ilişki içinde olmalıdır.

- Eş-dizim prensibi (kumanda – monitör uyumu) :

Zincirleme kullanımın alt prensibi olarak değerlendirilebilir (etki - tepki). Kullanıcının el-göz koordinasyonu ile yakından ilişkili bir prensiptir. Enformasyonun makineden, monitöre (gösterge), operatöre ve tekrar makineye akışı bir zincir oluşturur. Zincirdeki olası bir kırılma (gösterge, kumanda veya operatör) tüm işlemi etkiler. Her parça çok verimli çalışsa da, parçalar arasında uyum sağlanamıyorsa verimlilik azalır. Enformasyonun az ve parçalı olması kadar çok hızlı ve sürekli transferi de operatör üzerinde yoğun bir iş yükü oluşturduğu için verimi düşürür.

- Karışıklığın engellenmesi prensibi (Clutter avoidance):

Kumandaların yerleşim aralıkları insanın hareketlerine ve fiziksel özelliklerine bağı olarak konumlandırılmalıdır. Kullanıcının gerektiğinden fazla hareket yapmasına neden olacak kadar birbirinden uzak veya yanlış kumandaya basmasına sebep olacak kadar yakın olmamalıdır. Kumandalar az veya sürekli veya sıralı kullanım özelliklerine göre konumlandırılmalıdır.

- Süreklilik prensibi:

Bir çalışma çevresindeki donanım, kullanıcıların arama ve hatırlamalarını kolaylaştırmak ve hızlandırmak için, diğr çalışma çevrelerinde de aynı özellikteki mekanlarda konumlandırılmalıdır. Standardizasyon süreklilik prensibinin temelidir, benzer süreklilikleri sağlamak için, kuruluşlar, sistemler ve ülkeler arası bir özelliğe sahiptir.

Bir operatörün yeni tasarlanmış son teknolojiye sahip bir makineyi kullanırken uygulaması gereken hareketler, daha önce öğrendikleri ile veya doğal olan hareketleri ile çelişmemelidir. Eğer çelişiyorsa hata yapma olasılığı artmaktadır. Normal şartlarda bir problem oluşmasa da operatörler acil şartlarda veya stres

altında, kumanda kontrollerinde sonradan öğrendiklerini unutarak hata yapmaktadırlar. Kendi doğalarına uygun olan, ilk öğrendikleri veya yapmaya alıştıkları hareketleri uygulamaktadırlar (Murrell, 1971).

Birbiri ile uyumlu donanımlarda operatörün yeni donanımını kullanmayı öğrenme süresi kısadır. Buna karşılık yeni donanım eskisi ile uyumsuz ise hem kullanmayı öğrenme süresi hem de kullanım sırasında operatör stres altında olduğu dönemlerde, eski alışkanlıklarına döneceği için hata yapma olasılığı artar (Murrell, 1971).

İnsan davranışlarını değiştirmek ve yeni sistemlere uyum sağlamak için eğitim çalışmaları yapılsa bile, eski alışkanlıklar yeni alışkanlıklar ile değiştirilemez, sadece bastırılabilir (Loveless, 1962).

Tasarım problemlerinin çözümünde yukarıdaki yedi prensibe de uyulması önerilir. Çoğu durumda prensipler birbirlerine karşıt ve çelişkili durumlar oluşturabilmektedir. Bazı verilerde fonksiyona bağlı gruplama ve zincirleme kullanım prensipleri, önem derecesi prensibinden daha önde sıralanmaktadır (Fowler, 1968; Wickens, 1997).

Ara yüz tasarımı sürecinde tasarım prensiplerine uyulması kadar donanımların ustalaşmış kullanıcılarının izlenmesi de önem kazanmaktadır. Bu kullanıcıların görüşleri de alınmalıdır.

Etkin bir kumanda tasarımı için operatörün görevleri analiz edilmeli ve kumandanın hassaslık, güç, duyarlık, işleme, dereceleri belirlenmelidir. Kumandaların boyutları, yüzey dokuları, etkiye karşı dirençleri, temel tasarım etkenleridir. Gerekli enformasyon operatörler tarafından, bedenlerinin içinde veya dışında algılanır. Kumandanın pozisyonu ve deplasmanı insan bedenindeki geri beslemelerle belirlenir. İnsan derisi kumandanın boyutu, yüzeyi ve dokunma özelliklerini; adaleleri ise devinduyum (kinaesthesia) sayesinde kumandanın direncini hisseder. Görsel ve işitsel sinyaller de algılamaya yardım ederler. El kumandaların da geri besleme; gözler, parmaklar, bilekler, kollar ve omuzlardan sağlanır.

Ayak kumandalarında (pedallar) geri besleme; ayaklar, ayak bilekleri, bacaklar, dizler, kalça ve bel bölgesinden sağlanır. Pedallar diğer kumandaları kullanılabilmesi için elleri serbest bırakmak amacıyla veya ayak ile yüksek güç uygulamak amacıyla kullanılır. Pedallar kullanılırken duruş pozisyonu kısıtlanmaktadır, bedenin ağırlığı

iki ayak tarafından eşit olarak taşınmamaktadır dolayısı ile pedal kullanırken operatörün oturarak çalışması gereklidir (Singleton, 89).

Pedal boyutları işin gereklerine, mekanın ve kullanıcının boyutlarına göre tasarlanır. Pedalın yerini belirleyen etken ise, operatörün uyguladığı kuvvetin, dayanak noktası ile pedalın yaptığı açıdır. En yüksek güç uygulaması için pedal (fren pedalı) ile yer arasındaki en uygun açı 25 ile 35 derece arasındadır (Hertzberg ve Burke, 1971) (Osborn, 1982).

Damon, Stoudt ve Mac Farland tarafından 1971de belirtildiğine göre %95 popülasyon, 20 derecelik ayak bileği açısı ile pedalları rahatlıkla kullanabilmektedir, dolayısı ile pedal tasarımında daha büyük açı kullanmaya gerek yoktur (Osborn, 1982).

2.5. Çalışan İnsanın Fiziksel ve Bilişsel Özellikleri

Çalışan insan ile çevresi arasındaki ilişki karmaşık bir yapı oluşturur. Yapılan işin doğasına, durum ve şartların değişimine bağlı olarak karşılaşılan sorunlar da değişmektedir. Çalışanın beklentilerini ve işin gereklerini tarif etmek veya ölçmek, interaktif sistemlerde değişkenlik gösterir.

En basit seviyede bir işin oluşması için makineden veya iş çevresinden, operatöre enformasyon gönderilir, gelen enformasyona bağlı olarak operatör, makineye veya çevreye geri dönecek bazı işlemleri gerçekleştirir, son olarak tekrar enformasyonun makineden veya çevreden alınmasıyla devre tamamlanır. Devrenin tamamlanması sürecinde insan bedeninin çeşitli bölümleri de sistemin parçası olarak çalışır.

-Duyu organları ile çevreden enformasyon alınır.

- Sinir sistemi ile alınan enformasyon işlenmek üzere karar merkezine ve daha sonra alınan kararlar uygulamaya koyulmak üzere kaslara taşınır.

- Kas iskelet sistemi karar verilen hareketleri uygular.

2.5.1. Enformasyon işleme

Enformasyon işleme temel üç aşamadan oluşur, duyum, algılama, kavrama. Birbirlerinden kesin hatlarla ayrılamayan işlevsel terimlerdir, oluş sırası bile etkileşimler ve geri beslemeler nedeniyle kesin değildir (Singleton,1989).

2.5.1.1. Duyum

Duyum diğ er bir adıyla hissetme ışık, ses, benzeri  evre şartları ve duruş pozisyonundaki değışikliklerin farkında olmaktır. Reseptörler aracılığı ile enformasyon insanın duyu sistemine alınır.    çeşit reseptör vardır.

Dış reseptörler vücudun dışındaki enformasyonu toplarlar. İnsan bedeninde görme, işitme ve dokunma reseptörleri vardır. İ  reseptörler insan bedeninin i  durumunu bildirir. Açlık, tokluk, idrar sıkışıklığı i  reseptörler tarafından duyurulur.

Singleton'a (1989) göre 'duyu' klasik beş duyudan farklıdır. Duyular ışık, basınç, kimyasallar ve ısıyı hisseder. İşitsel ve motor sistem basıncı hisseder tat ve koku alma sistemleri kimyasalları hisseder.

2.5.1.2. Algı

Algılama duyu organlarını uyaran nesnelerin nitelik ve niceliklerinin, olayların,  evre şartlarının farkında olunmasıdır. Duyu organları algıladıkları enerjiyi sistemden geçirirken duyma hissi ilgili organın uyarı kalitesiyle ölçülür ve objektif bir işlemdir. Enerji beyine ulaştıktan sonra, kişinin geçmiş bilgisi, eğıtimi, duyguları, beklentileri ve tecrübeleri ile şekillenir ve işlem sübjektiftir. Duyumu yapılan bir uyaran, aynı kişi tarafından her zaman aynı şekilde algılanmadığı gibi aynı uyaran iki değışik insan tarafından çok farklı şekil de algılanabilir. Algılama duyumun üstüne bir anlam yüklenmiş halidir.

Birinci aşama, değışik kanallardan gelen verilerin bütünleştirilmesidir. Sürekli bir seçme işlemi ile duyumlar operatörün i  modelinde ardışık olarak yapılandırılır veya dış dünyanın bir resmi oluşturulur. Simgelerin, grafiklerin, sembolik göstergelerin, tek tek veya birlikte olmak üzere kişiden kişiye değışen veya aynı kişi için değışik ortamlarda, özel anlamları vardır.

2.5.1.3. Kavrama

Kavrama algılayarak, hatırlayarak, hayal ederek veya fikir yürüterek dış dünyayı bilmek veya anlamaktır. Düşünme, bilme, karar verme ve problem çözme işlemlerinin toplamı kavramadır (Singleton,1989). Algılanan enformasyon daha önceden depolanmış olan bilginin doğırtusunda bütünleştirilir, dolaştırılır, işlenir ve önceden depolanan bilgi ile birleştirilir. Kavrama işlemi doğırudan gözlenemez ve bu konuda bilinenler i  gözlem ve kişilerle iletişim sonucu oluşturulmuştur.

Teknolojik grup aktivitesi durumlarında kavrama içerisinde zihinlerin iletişimini ve zihinlerle teknik donanımın iletişimini de barındırır. Teknolojik dünyada bir insanın nasıl kavradığı ne kadar önemli ise, teknik donanım kullanan bir grubun nasıl kavradığı da aynı derece de önemlidir. Bir sistemde veri girişi ve çıkışı arasındaki dinamik ilişkinin tarifi enformasyon aktarımıdır. Operatör olarak bir insan da sistem içerisinde bir döngüde ise, sistemin bir parçası konumundaki operatör yüksek beceri içinde davranır ve bu durumda bilişsel aktivitesi becerisine oranla düşüktür. Uyum ve kumanda becerisini ve kendi dinamik özelliklerini kullandığı donanım ve yazılımın gereklerine göre adapte edebilir.

İnsan gözünün hareket eden bir objeyi yakalaması ve buna bağlı olarak göz –el veya göz-ayak koordinasyonu ile dinamik davranışı bir enformasyon aktarımıdır. Operatörlerin çalışırken en çok kullandıkları, insanın temel duyu sistemleri görme, duyma ve somestezidir.

2.5.2.Görme

Çalışma süresince en çok kullanılan sistem görme sistemidir ve çeşitli fonksiyonları bünyesinde barındırır. Ayırt etme, renk, ışık ve hareket saptama, önemli görme fonksiyonlarıdır. Maksimum hassaslıktaki görme işlevi merkezi ve küçük bir alanda mümkün olduğu için, gözler, görüş alanını sürekli tarayarak, fonksiyonlarını yerine getirir.

2.5.3.Duyma

Duyma işlevi ses basıncının ses dalgalarına dönüşmesi ve bu dalgaların kulak içindeki zarı titreştirmesi sonucu oluşur. Duyma, değişen hava basıncıyla oluşan titreşimin, oynama genişliğine ve frekansına karşı hassastır; bu oluşumlar sesin perdesi ve şiddeti olarak algılanır. İnsanın duyduğu sesleri ayırt edilebilmesi için temel iki süreç vardır.

- Göreceli biliş iki veya daha fazla sesin şiddetine göre kıyaslanarak, ses kaynaklarının uzaklığını anlama işlemidir.
- Bağımsız biliş kıyaslama şansı olmayan bir ses kaynağını tanıma işlemidir.

İki adet kulağın başın iki tarafında bulunması ses kaynağının yön tespitine katkısı vardır ve olası acil durumlarda insan davranışını yönlendirir. Görme ve duyma

birbirini tamamlayıcıdır, birincisi motifleri boşlukta algılar diğeri motifleri zamanda algılar.

2.5.4.Somestetik sistem

İnsan bedeninin yüzeyindeki ve hareketi sırasındaki basınç farklılıkları ile insanın boşluktaki durumunu veya bedeninin pozisyonu anlayabilmesi için bilgilenmesini sağlar. Kişinin varlığını hissedışı ve vücudu ile ilgili herhangi bir farklılığı iç reseptörler aracılığı ile sağlanır, bu hissediş somestezi denir (Kocatürk, 2005).

2.5.5.Kinestetik sistem

Kas hareketinin hissedilebilmesi için yapılan hareketin genişliğini, yönünü ve etkisini sezebilme yeteneğine kinestezi denir (Kocatürk, 2005). Kaslar, tendonlar ve eklemlerdeki sensörler, hareket halinde iken vücudun çeşitli bölümlerinin göreceli pozisyonlarının algılanmasını sağlarlar. El, kol ve omuzlarda ki, kaslarda bulunan kinestetik reseptörlerden gelen enformasyon bir operatörün görüş alanı dışında veya başının üzerinde efektif el kontrolü ile çalışmasını sağlar. Kinestetik geri besleme efektif olarak yürümemizi ve merdivenleri çıkıp inmemizi sağlar.

Vücut dokularında üç çeşit kinestetik reseptör vardır, birincisi kasların uzama ve kasılması ile ilgili, ikincisi eklemlerin hareket durumları ile ilgili, üçüncüsü ise derideki basınç ile ilgili enformasyon verir. Kinestetik sistem beceriye dayalı motor davranışların öğrenilmesi ve gerçekleştirilmesinde kritik derecede önemlidir.

Fleishman (1966) onbir önemli yetenek özelliğini listelemiştir.

- 1 - Hassas kumanda geniş kas gruplarının ince ayar yapabilme becerisidir.
- 2 - Çoklu koordinasyon vücudun çeşitli parçalarının sürekli hareket koordinasyonunun sağlanması demektir.
- 3 - Tepki yönlendirmesi etkinin geldiği yönü ayırt etmek ve hareketi yönlendirmektir.
- 4 - Tepki hızı uyaran bir etkene karşılık olarak tepkinin gelişme hızıdır.
- 5 - Kol hareketinin hızı hassas olmayan ayırık (parçalı) kol hareketinin hızıdır.
- 6 - Hız kontrolü sürekli hareket halinde, hız ve yön değiştiren hedefe veya nesneye göreceli sürekli motor ayarlamasıdır.

7 - El becerisi iyi yönetilen el kol hareketleridir.

8 - Parmak becerisi küçük objelerin parmaklar kullanılarak beceriyle yönlendirilmesidir.

9 - El kol tutarlılığı hassas ve dengeli el kol hareketleri yapabilme becerisidir.

10-Bilek ve parmak hızı bileği ve parmakları dış uyarıcılar karşısında hızlı hareket ettirebilme becerisidir.

11-Nişan alma konumlandırmada hız ve hassaslık becerisidir.

Kinestetik sistem her türlü motor davranış becerisinin kazanılması amacıyla verilen eğitimlerde etkindir. Karmaşık motor davranış becerileri ise çoğunlukla efektif geri besleme ile gelişir. Kritik işlemler sırasında operatörlerin yaptığı görüş alanları dışında kalan parmak hareketleri parmaklar, kollar ve omuz kaslarındaki kinestetik reseptörlerden gelen geri besleme sonucu hatasız yapılabilir.

2.5.6. İnsan Bedeninin Kas İskelet Yapısı

İnsan bedeninin hareketleri duruş pozisyonları, motor davranışları ve performansı yapısı ile doğrudan ilişkilidir. Dış bir etkene tepki insanın yapısal limitlerine bağlıdır. İskelet, eklemler ve kasların istenilen hareketleri yapabilmesi yapısal sisteminin kabiliyetine bağlıdır. İnsan bedeninde iskelet, kaslar, bağ dokusu ve eklemlerden oluşan sisteme kısaca kas-iskelet sistemi denir.

İskelette kollar ve bacaklar olmak üzere iki adet kaldıraç sistemi vardır ve belkemiği ile birbirlerine bağlanırlar. İnsan bedenindeki iskeletin temel varoluş nedeni bedeni korumak, taşımak, duruş pozisyonunu ve hareketini sağlamaktır. İskeleti oluşturan kemikler eklemlerdeki bağlar ile birbirlerine bağlanır.

2.5.6.1. Bağ dokusu

Dört çeşit bağ dokusu vardır (Wickens ve diğerleri, 2004a)

-Tendonlar yoğun liflidir ve kasları kemiklere bağlar.

-Ligamınlar yoğun liflidir, kemiklerin uzantılarını bağlar, eklemlerde stabilizasyonu sağlar, yanal yüklere karşı korur.

-Kıkırdak yarı şeffaf ve elastiktir, kemiksi uç yüzeylerde ve burun, kulak gibi bazı organlarda bulunur.

-Facia beden strüktürlerini kaplar ve birbirinden ayrılmasını sağlar.

2.5.6.2. Kaslar

İskelet pasif bir sistemdir ve iskelet kaslarının yardımı ile hareket edebilir (Yıldırım, 2005) İskelet kaslarının toplam ağırlığı tüm bedenin ağırlığının yarısına eşittir (%40-%50). Kaslar temel olarak bedenin hareket ve duruşlarını, hareket için ısı üretimini, beden ısınısını korumak için enerjiyi sağlar.

Kaslar kas lifi dokusu, bağ dokusu ve sinirlerden oluşur. Kasların gücü içerisindeki lifler ile doğru orantılıdır. Sinirlerden gelen uyarılara bağlı olarak liflerde kasılmalar oluşur gelen uyarının şiddetine bağlı olarak, daha fazla güç gereksinmesi olduğu zaman kasılan lif sayısı artar.

Kaslar, konsantrik, eksantrik ve izometrik olarak üç şekilde kasılırlar (Wickens ve diğerleri 2004a) Konsantrik kasılmada adaleler kısalır, sürekli içsel kas kuvveti oluştururlar. Eksantrik kasılmada adaleler kasılırken uzar. Dış yükün kas kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir. İzometrik kasılma sırasında kas boyu değişmez; insan yük altında statik pozisyonda durduğu zaman oluşur. Uygulanan statik gücün seviyesi maksimum istemli, izometrik adale gücü seviyesini gösterir.

Kasılma için gerekli enerji kaslarda bulunan adenosin trifosfat'ın (ATP) kırılarak adenosin difosfat'a (ADP) dönüşmesi sırasında elde edilir. Kasların yeniden kasılması için 'ADP'nin tekrar 'ATP' ye dönüşmesi gerekir ve bunun için gerekli enerji ise glikojenin kırılması ile elde edilir. Glikojen kırılması enerji sağlarken kaslarda laktik asit birikmesine de sebep olur. Laktik asit ise kaslarda ağrılara dolaylı olarak yorgunluğa sebep olur. Laktik asidin kaslardan atılması oksijenle mümkündür. Reaksiyon sonucu kaslarda karbondioksit ve su oluşur. Kan dolaşımı kaslara oksijen götürür, birikmiş olan karbondioksit ve suyu toplar. Kaslara oksijen sağlanması ağrı ve yorgunluğun azaltılması veya oluşumunun geciktirilmesi için gereklidir.

Dinamik iş hareketle yapılan iştir ve kan dolaşımı hareketle artar ve sonuç olarak kaslara yeterli oksijeni taşır. Durağan iş hareketsiz olarak yapılan iştir ve kaslara kan pompalanması kısıtlandığı için oksijen sıkıntısı oluşur.

2.5.6.3. Eklemler

Bedeni oluşturan parçaların hareket yönü ve açısı eklemlerin yapısı ve adale dağılımına bağlıdır. Parmak dirsek ve dizlerdeki eklemler sadece bir düzlemde hareket eden basit menteşe eklemleridir, el ve ayak bilekleri iki düzlemde hareket ederler, omuz ve kalça eklemlerinin hareket kabiliyetleri daha yüksektir.

Omurgada gövdenin merkezi kemik sütunudur. Toplam otuz üç adet omurdan oluşur. Boyun bölgesinde yedi adet servikal, sırt bölgesinde on iki adet trokal, bel bölgesinde beş adet lombar, kalça bölgesinde beş adet sakral ve dört adet koksigeal omurdan meydana gelir.

Omurgadaki eklemler özel bir yapıdadır. Omurlar arasında kaygan yüzeyler oluşturan diskler vardır. Bu diskler omurganın esnekliğine katkıda bulunur ve sok emicidir. Elastik ligamentlerin de katkısıyla omurga 180° öne eğilebilir. Omurga sayesinde insan vücudu boyun bölgesinde 90°, bel bölgesinde 30°dönebilir. Boyun, bel ve gözlerin de katılmasıyla insan çevresini 360° görebilir

2.6. Antropometri

Çalışanlar çevresi ile karşılıklı etkileşim içindedir, dolayısı ile etkin bir çalışma çevresi tasarımı yapmak için, vücudun ilişkili bölümlerinin boyutları dikkate alınmalıdır. İnsanın vücut boyutlarının biçim ve oranlarının ölçülmesi antropometri bilimi kapsamında incelenmektedir.

Çağlar boyunca sanat ve bilim dünyasında insanın ideal oranları konusunda araştırmalar yapılmıştır. 1. Yüzyılda Vitruvius tarafından ortaya atılan orantılar teorisi Leonardo da Vinci'nin 1485-90 yıllarındaki antropometri çalışmalarına temel oluşturmuştur (Bubb, Fritzsche, 2009)

İnsan bedeninin özelliklerini, matematiksel oranlarını ilk defa Alman fizikçi ve matematikçi John Gauss 1777-1855 yılları arasında araştırmıştır (Gaussian Distribution). John Gauss'dan sonra, İngiliz genetikçi ve antropolog Sir Francis Galton,1822-1911 yılları arasında deneysel gözlemle insanın boyu üzerine çalışmalar yapmıştır ve 1890 yılında North American Review' da bir makalesi yayınlanmıştır (Galton, 1911).

Endüstride seri üretimin başlamasından sonra insanın ölçülerinin ve bedensel detaylı bilgisi gereklilik olmuştur. Antropometri alanında ki araştırmalar bu gereklilik ile başlamıştır. Başlangıç araştırmaları özellikle fizyoloji alanında Strömgren'in 1937 yılında metrik-indeksi kurmasından sonra gelişmiştir. 1914 yılında Martin'in ölçü aletlerini hassas ve farklı kullanımıyla bilimsel antropometri verileri kaydedilmiştir. Bu yöntemle uzunluk ölçüleri insan bedenini oluşturan kemiklerin boyutları ölçülerek sağlanmıştır. Sonraki yıllarda dünya genelinde antropometri verileri bu yöntem kullanılarak gelişmiştir (Shefler ve diğerleri, 2011).

İnsan bedeninin boyutları ve duruş pozisyonu çevresinin, çalışma alanının ve çalışma donanımının, tasarlanması aşamasında sınırlayıcı ve yönlendiricidir. Bu sınırlamalar antropometrik ölçütler olarak adlandırılır ve temel olarak üç prensibi kapsar. İnsan bedeninin kapladığı hacim, erişme uzaklığı ve duruş pozisyonu antropometrik ölçütlerdir.

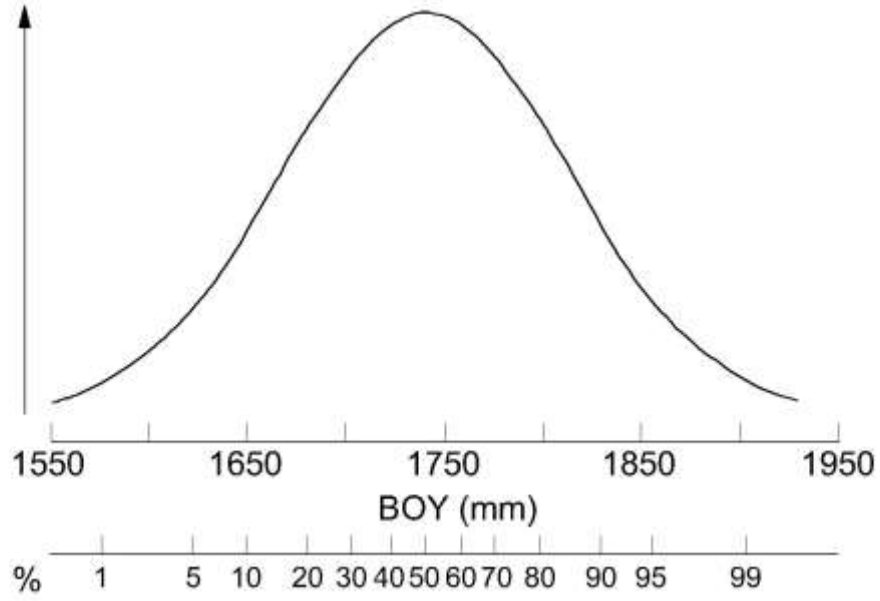
Çalışma alanındaki yükseklikler ve genişlikler kullanılacak nesnelere ulaşılabilirlik, kullanıcıların görüş alanı ve gerektiğinde uygulayabilecekleri gücün seviyesi ve yönü kullanıcının boyutlarına, cinsiyetine, yaşına, fiziksel kapasitesine, gücüne bağlı olarak çeşitlilikler gösterir(Wickens ve diğerleri, 2004b).

Operatörlerin çalışırken karşılaştıkları hareket kısıtlılığı çoğu zaman kendisinin fiziksel biçimi ve boyutu ile ilgilidir. İnsan bedeninin içinde bulunduğu duruş pozisyonuna bağlı olarak ölçülendirilmesi için, gerekli veriler 1997 yılında uluslar arası ISO 7250 standartları ile belirlenmiştir. Çeşitli iş ve görevler için ISO 11226 (ISO 2000) ergonomi prensipleri belirlenmiştir (Delleman ve diğ., 2004)

İnsan vücudunun boyutlarındaki değişkenlik 'normal dağılım' (normal distribution) olarak adlandırılan bir matematik fonksiyonu ile tarif edilmektedir. Bu tarif ile kabul edilebilir bir hassaslık derecesine ulaşılabilir (şekil 2.6).

Boy dağılımı % 1-100 arasında gösterilmektedir. % 50 ci değer en yaygın olarak karşılaşılan değer olup, sıklık oranı simetrik olarak dağılımın iki ucuna doğru gidildikçe azalır.

Herkesin altından geçebileceği bir yükseklik için tüm kullanıcı sayısının %100 üncü kişinin, herkesin ulaşabileceği bir yükseklik için ise kullanıcı sayısının %1 inci kişinin boyu temel alınmalıdır. Tasarım sürecinde boyutlandırma için; özel gruplar dışında; en düşük yükseklik için erkek verilerde %95incisi, en yüksek için kadın



Şekil 2.6 : Erkek boylarının normal dağılımı (Pheasant 1986).

verilerinin %5cisi temel alınır. Herhangi bir dağılımda bir yüzdesel hesaplamak için o yüzdeselin ortalamasını ve standart sapmayı bilmek gerekir. Standart sapma bir bireyin ortalamadan ne kadar farklı olduğunu göstermek için kullanılan dağılım ölçüsüdür (Pheasant ve Steenbekkers, 2005).

$$X_p = m + sz \quad (2.1)$$

(yüzde kaçıncı) = (ortalama) + (standart sapma)

İnsan gruplarının antropometrik özellikleri cinse, yaşa, bulunduğu etnik gruba ve mesleğe bağlı olarak değişmektedir. Erkek ile kadın arasında 7% oranında bir boy farkı vardır. Aynı boyda bir erkek ve bir kadın karşılaştırılırsa, erkekler kadınlara oranla daha geniştir. Sadece kalça genişliği kadınlarda daha fazladır. Erkekler kadınlara oranla daha büyük el ve ayaklara; daha uzun kol ve bacaklara sahiptirler. Erkeklerin adale ağırlığı, kadınların yağ dokusu ağırlığı daha fazladır. İnsan boyu 20-25 yaşına kadar artarken, 35-40 yaşlarından sonra azalmaya başlar. Ağırlık ve göğüs çevresi genişliği ise 60 yaşlarına kadar artar 60 yaşından sonra azalır. İnsanlar yaşlandıkça kilo alırlar, adaleleri azalır, omurgaları kısaltmaya başlar (Wickens ve diğ., 2004b).

Tarihsel süreç içerisinde insan gelişiminin eğilimi farklılıklar gösterir. Geçen yüzyılda Avrupa da ve Kuzey Amerika da ortalama yetişkin boyunda artma eğilimi

gözlenmiştir. Her 10 yılda ortalama 10mm kadar artış görülmüştür ve bu artış içinde bulunduğumuz yüzyılda durmuştur. Japonya da artış hızı devam etmektedir.

Dünyadaki çeşitli etnik grupların boyları, biçimleri birbirinden farklıdır. Siyah Afrikalıların bacakları uzun, doğuluların ise belirgin olarak kısadır. Avrupalı ve Akdenizliler ise bu iki grubun ortasındadır.

Antropometrik verilerde meslek gruplarına bağlı çeşitliliklere rastlanmaktadır. 1976 da Sanders ve 1982 de Ayoub tarafından da belirtildiği gibi çalışanın iş sürecindeki bedensel eylemleri, işin gereklerine bağlı olarak çalışanlarda aranan fiziksel yapı ve kişinin kendi eğilimleri meslek seçimi sırasında yönlendirici olmaktadır (Phesant ve Steenbekkers 2005).

Ergonomi alanında kullanılacak antropometrik veriler temel olarak iki başlık altında incelenirler. Bu başlıklar statik antropometri (sütrüktürel antropometri) ve işlevsel antropometri (dinamik antropometri) olarak adlandırılır.

Statik antropometri insanın durağan halinin boyutları ile ilgilidir. Vücudun belirli parçalarının ağırlık, biçim, uzunluk, derinlik ve çevre ölçülerinin verilerini ve bu verilerin sağlanması konularını kapsar.

İşlevsel antropometri kapsamında hareket halindeki insanın birleşik parçalarının toplam boyutları incelenir. Örneğin insanın belli bir noktaya erişme uzaklığı işlevsel antropometrinin konusudur. Çalışan insanın antropometrik verileri işlevsel antropometrinin kapsamındadır. Fakat bu alanda standart verilerin bulunmaması sebebiyle, antropometrik verilerin statik pozisyonlardan sağlanması amacıyla Kromer tarafından 1983 te önerilen, temel statik verilerin dinamik durumlara adaptasyonu için bir yöntem oluşturulmuştur (Kroemer, 1983).

Bu yöntemle göre insan bedeninin hareket durumundaki; yükseklikleri (boy, göz, omuz, kalça) %3 oranında düşük kabul edilir. Bilek yüksekliğinde değişiklik önerilmez, bilekler hareket durumunda ise bulundukları yükseklikler %5 oranında artırılır; ileri ve yatay erişme uzaklıkları %30 oranında azaltılır (erişme kolaylığı varsa); erişme sırasında omuzlar ve gövde de hareket halinde ise uzaklık %20 oranında artırılır.

2.6.1. Antropometrik Verilerin Tasarım Sürecinde Kullanımı

Tasarım sürecinde antropometrik veriler kullanılırken, tasarım problemi analiz edilmelidir. Sistemli bir yaklaşım için, verilerden sağlanan bilginin kullanılmasında, belirlenmiş bir yöntem izlemek gerekir (Wickens ve diğ., 2004b)

Tasarlanacak çevrenin veya ürünlerin kullanıcı topluluğunun saptanması gerekir (cins, yaş, etnik köken, sivil ya da askeri amaçlı). Kullanıcı boyutlarının saptanması önemlidir. Özellikle tasarlanacak ürünün kullanımında etken olan beden bölümlerinin boyutlarının saptanması gereklidir. Topluluğun yüzde temelinde, hangi bölümünün kullanıcı olacağı belirlenmelidir.

-uç değerleri içeren herkesi kapsayan %100 için tasarım

-kullanıcı boyutlarına göre ayarlanabilen, kullanıcılara uydurulabilen tasarım

-ortalama kullanıcı boyutlarına göre tasarım (%50) yapılabilir.

Seçilmiş antropometrik boyutların yüzde değerinin saptanması gerekir. Kabul edilen kullanıcı yüzdesi ile tasarıma temel olacak antropometrik boyutların yüzdesi farklı olabilir. Tasarlanacak sistemin veya ürünün kullanıcıların fiziksel boyutlarına bağlı olarak alçak veya yüksek limitlere göre tasarlanması gerekir. Alçak limit, bir tasarımın, en büyük insan tarafından kullanılabileceği en düşük boyutu gösterir. Yüksek limit ise, bir tasarımın en küçük insan tarafından kullanılabilecek en büyük boyutunu gösterir.

Antropometrik tablolardan gelen verilere, tasarıma bağlı gerekli değişikliklerin uyarlanması gerekir. Çalışanın kullandığı giysi, ayakkabı, eldiven ve donanımların dikkate alınması gerekir.

Ayakta normal duruşta göz yüksekliğinin dik duruşa oranla 2 cm daha aşağıda olması, normal oturma pozisyonunda, göz yüksekliğinin dik oturuşa göre 4,5 cm daha aşağıda olması ilgili ürünlerin tasarım sürecinde göz önüne alınır.

Ürünlerin tasarımı ölçütlerine uygunluğunu değerlendirmek için bilgisayar ortamında benzer şartların oluşturulması veya maket yardımı ile tasarımın denenmesi gereklidir. Standart bir antropometrik araştırma sürecinde ilişkili ölçümler bağımsız yapılmaktadır, çalışma sürecinde ise bedenin çeşitli bölümleri birbiri ile karmaşık etkileşimler içerisindedir. Çalışma alanı boyutları alt limit boyutlardır ve en büyük kullanıcı için %95 yeterli olmalıdır. Dizler, bacaklar, kollar ve başın rahatça sığması

için gerekli olan yeterli boşluklar donanımlar arasında ve çevresinde, geçitlerde, koridorlarda yükseklik ve genişlik sağlanmalıdır.

Yetersiz alan çalışanları biçimsiz duruş pozisyonlarına zorlamaktadır. Çalışanlar bir mekanizmaya, bir organa veya bir kontrol düğmesine erişmek için kollarını uzatmak zorundadır. Bu uzaklık küçük kullanıcı için erişme uzaklığı olmalıdır. Çalışırken üç boyutlu erişme, ulaşma alanı çalışanın önündeki ileriye eğilmeden veya uzanmadan kullanacağı alan en küçük kadın çalışanın %5 değerine göre tasarlanmalıdır. Mekân ve donanımların, kullanımı ile birlikte, temizlik ve bakımına uygun konumlandırılmaları ve bu amaç için yeterli boşlukların planlanması gerekmektedir.

2.6.2. İşyerinde antropometrik uyum için yapılan çalışmalar

İşyerinde yapılan ayarlamalar çalışan ile görevinin uyumunu sağlamak için biçim, yer ve yönlenme açısından yapılabilir. Çalışanın duruş pozisyonunun, üzerinde çalışılan işin konumunun ve çalışma işlemi için kullanılan donanımın geliştirilmesi temel olan üç yaklaşımdır.

Çalışanın duruş pozisyonunun iyileştirilmesi için, iş yerinde yapılacak ayarlamalar ile çalışanın çalışma yüksekliği otururken veya ayakta iken sandalye ve platformlar yardımı ile ayarlanabilir. Dönebilen sandalyeler ile çalışanın yönlenmesi kullandığı donanımlara bağlı olarak değiştirilebilir.

Üzerinde çalışılan iş parçasının ayarlanması için parçanın yatay veya dikey düzlemlerde hareketinin sağlanması gerekir, parçanın üzerinde bulunduğu masanın ayarlanması bir çözüm olabilir.

Kullanılan donanımların ayarlanması ile çapı veya boyu ayarlanabilen el aletleri ile kol boyları değişik olan çalışanların rahat kullanımı sağlanabilir. Kullanılan donanımın çeşitli antropometrik boyutlara sağ-sol el kullanımına uydurulabilmesi için ayarlama yapılması gereklidir. Ayarlama mekanizmalarının donanımın çalışma prensibi ile uyumlu ve ulaşılabilir olması gereklidir

2.6.3. Görüş ve bakış açısı

Rahat pozisyonda tercih edilen bakış yönü ve yüksekliği normal bakış açısı olarak kabul edilir. En rahat bakış açısı göz yüksekliğindeki düzlemin altına doğru 10-15 derecelik açıdır (Grandjean ve diğ., 1983).

Monitörlerin konumu ve yüksekliği izleyenin duruş pozisyonunu, rahatını ve performansını olumsuz yönde etkilemektedir. En iyi performans için monitörler, yatay göz düzleminin 15 derece altı ve üstü arasında kalan yarıçapta konumlandırılmalıdır (Drury, 1985).

2.7. Biomekanik

Biomekanik disiplinler üstü bir bilim dalıdır. Merriam-Webster Dictionary'ye göre 'biomekanik' biyolojinin ve özellikle kas hareketlerinin mekanik davranışlarının incelendiği bir bilim dalıdır . Biyomekaniğin kapsamı antropometri, mekanik, fizyoloji, mühendislik, biyoloji bilimlerinin kapsamıyla, örtüşmektedir.

Temel olarak insan bedeninin bölümleri, boyutları, kütle özellikleri ve kompozisyonu, eklemler ve eklemlerin hareketliliği, insan bedeninin kuvvet alanlarındaki titreşim ve darbeler ile etkileşimi, insan bedeninin objelere uyguladığı kuvvet, tork, enerji, güç ve insan bedeninin bölümlerine etki eden dış kuvvetler ve momentler konularını içerir. İnsanın bulunduğu ve çalıştığı çevrede tasarım yapabilmek için antropometrik verilerin yanı sıra biomekanik verilerde gereklidir. Gündelik performans için güç kullanımını sınırlayan biomekanik faktörler temel olarak üç gruba ayrılır, (Pheasant 1991). Bu faktörler insan bedenindeki kaslara bağlı sınırlamalar, yerçekimine bağlı sınırlamalar ve kullanılan donanımın arayüz (sürtünme ve rahatsızlık) sınırlamalarıdır.

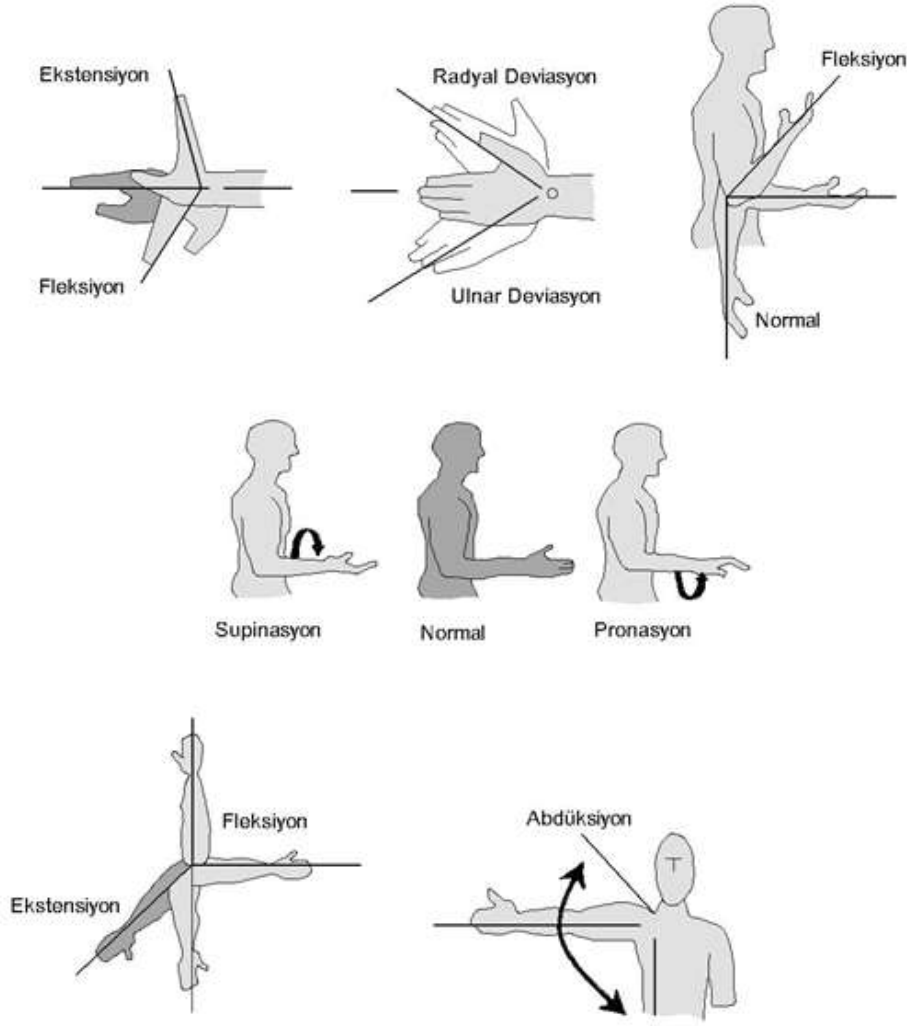
2.7.1. Üst ekstremitelerde biomekanik etkiler

Üst ekstremitelerde omuz eklemi, üst kol, dirsek, alt kol, bilek ve ellerden oluşan kas iskelet sisteminin hepsine verilen isimdir (Kocatürk, 2005).

Omuz, dirsek ve bilek eklemlerinin hareketleri ile eller bedenin her noktasına az bir zorlukla ulaşabilir, boşlukta hareket ederek istenen objelere ulaşabilir. Barter tarafından 1957 yılında belirlenmiş ve Armstrong ve diğerleri tarafından gösterilmiştir (Şekil 2.7). Bilek ekleminin en önemli görevi eller ve parmakların hareketi için en uygun pozisyonu sağlamaktır.

Bilek ekleminin normal hareket aralıkları:

Fleksiyon 85-90 derece, ekstensiyon 75-80 derece, pronasyon 90 derece, supinasyon 70-80 derece, radial deviasyon 15-20 derece, ulnar deviasyon 35 derecedir.



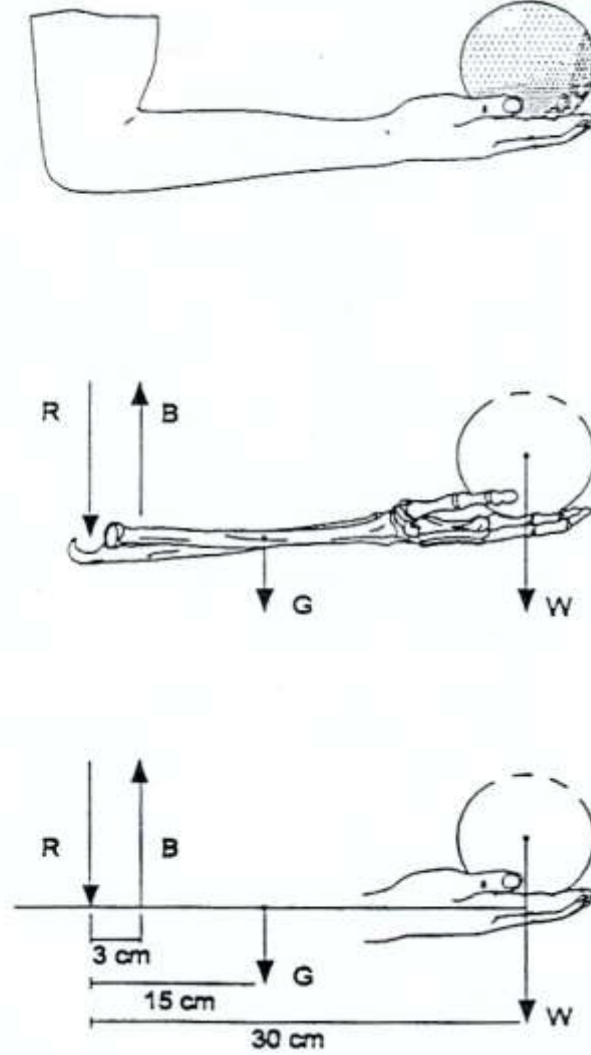
Şekil 2.7 : El ve kol hareketleri. (Armstrong ve diğ., 2003).

Gündelik eylemler sırasında bilek hareketleri 10 derece fleksiyon ve 35 derece ekstansiyon sınırları içerisinde hareket ederler (Brumfield, Champoux, 1984). El hareketleri hızlı ve duyarlıdır. Çevrenin yüzey özelliklerine ve ısısına tüm parmakların katılımıyla, hassas ve çok hızlı tepki verirler.

2.7.1.1. Dirsek eklemi

Dirsekte üç adet eklem bulunmasına karşılık sabitleme mekanizması ligamentlerin kilitleme özelliği dolayısı ile çok iyidir. Maksimum ekstansiyon durumunda ligamentlerdeki gerilim en üst seviyesindedir. Üst ekstrimitenin bulunması gereken yükseklik ve uzunluk dirsek eklemi hareketleri ile sağlanır. Dirsekte üç adet eklem bulunur. Bu eklemler dirseğin iki yönde hareket etmesini sağlarlar. Fleksiyon 0-142 derece - ekstansiyon 0 derece, pronasyon 0-100 derece - supinasyon 0-135 derecelik açılarda hareket etmektedir. Çalışma pozisyonuna ve yapılan işin

karakterine bağı olarak, insan bedeninin kas-iskelet sisteminde ki yüklenmeler değişiklikler gösterir. İnsanın her türlü çalışma ortamında, öncelikle el ve kol hareketi, yüklenmesi ve kaldıraç yapısı biomekanik modellere temel oluşturur (şekil 2.8).



Şekil 2.8 : Ön kola etki eden kuvvetler $(G \cdot 15\text{cm}) + (W \cdot 30\text{ cm}) = (B \cdot 3\text{cm})$
(Hughes ve diğerleri, 2008).

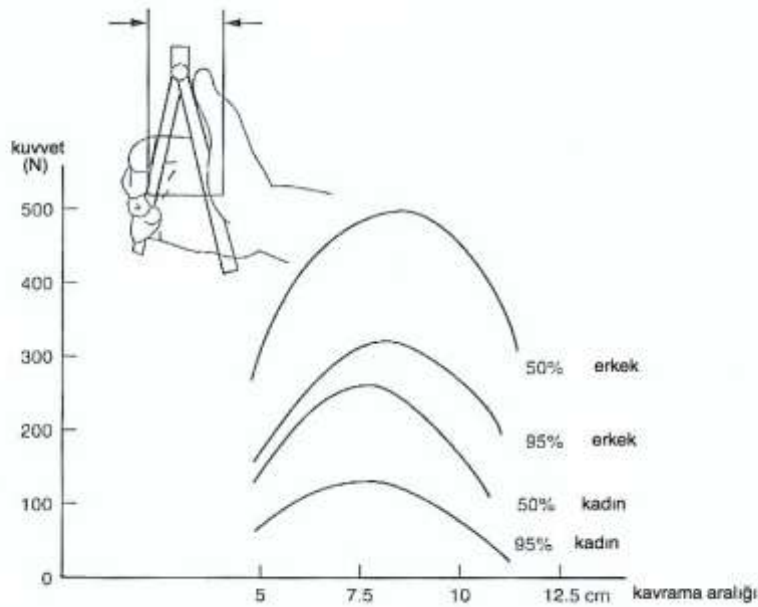
Biomekanik modellemenin ana temeli Newton'un üç kanunundan oluşur. 1-Bir kütle üzerine dışarıdan uygulanan dengesiz bir yük olmadığı sürece hareket etmez. 2- Kuvvet kütlenin ivmesi ile doğru orantılıdır. 3-Her etki eşit büyüklükte bir tepki ile karşılanır.

Ergonomide biomekanik modelleme için kaldırma prensiplerini çok iyi yansıtan yük altında adalelerin çalışma sistemini açık olarak gösterdiği için kollarda dirseğin fleksiyon ve ekstensiyon durumu kullanılır. Taşınan yükün ve ön kolun ağırlıklarının toplamı aşağı yöndeki kuvveti oluşturur. Bu yükü yukarı yönde kol iç adalesi (biceps) karşılar. Aşağı yöndeki kuvvetlerin ve yukarı yöndeki adale kuvvetinin dirsek ekleminin uzaklıkları moment kolları olarak kabul edilir ve eşitlik kurulur.

Kolun kendi ağırlığı ile oluşan moment ve elde taşınan yükün oluşturduğu momentin toplamı tersi yöndeki ve eşit büyüklükteki moment ile dengelenmelidir (Hughes ve diğerleri, 2008).

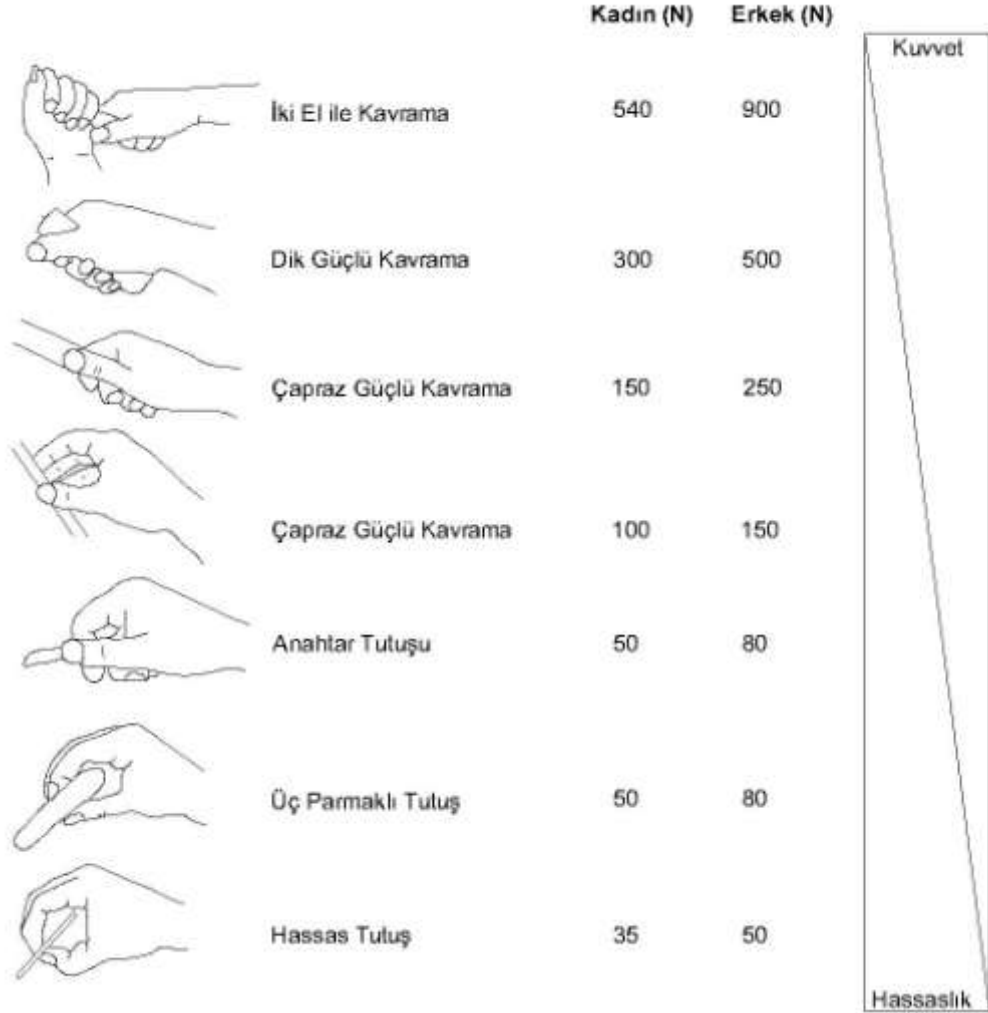
2.7.1.2. Bilek eklemi, eller, parmaklar

Elle yapılan güçlü kavrama veya hassas kavrama eylemleri yüksek güç uygulaması, hareketlerin devamlı tekrarı veya sürekli kasılma sonucunda ellerde gerilme yaratmaktadır. Bir nesneyi taşımak veya bir sistemi sabitlemek bir kolu döndürmek için (kompresiv veya rotasyonel) elle yapılan kavramaların oluşturduğu kuvvetler eylemin boyutu, ağırlığı, nesnenin şekli gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (şekil,2.9).



Şekil 2.9 : Kavrama kuvveti dağılımı, (Chaffin ve diğ., 1999).

Hassas kavrama başparmak ile işaret ve orta parmak arasında oluşur. Parmak kullanımına ve parmak bölümlerinin kullanımına bağlı olarak çeşitli tutuş şekilleri vardır (şekil 2.10) (Delleman ve diğ., 2004).



Şekil 2.10 : Kavrama ve tutuş şekilleri kuvvet dağılımı (Wisktröm ve diğerleri, 1991).

İki parmak tutuşu(pulp pinch) başparmak ve işaret parmağı arasındadır. Üç parmak tutuşu (Chuck pinch) kalem tutuşu, başparmak işaret ve orta parmak arasındadır. Anahtar tutuşu (key pinch, lateral) başparmak ve işaret parmağı yan yüzü arasındadır. Parmak ucu tutuşu, hassas tutuş(tip pinch) başparmak ve işaret parmağı arasındadır.

Tutma kuvveti tutuş aralığına,(başparmak ve diğer parmaklar arasındaki açıklık) bilek pozisyonuna, parmak eklemlerinin açılmasına ve parmak-obje arayüz alanına bağlıdır.

Kavrama gücünü arttırmak için bilek ekstansiyon açısı artırılır. Elin kavrama gücünün en yüksek olduğu bilek açısı, Volz'un 1980 de söylediğine göre 20 derece ekstansiyondur (Kumar, 2001).

2.7.1.3. Omuz eklemi

Omuzlarda oluşan yükün en önemli etkenleri, çalışma pozisyonu ve dış kuvvetlerdir. Statik durumda çalışırken oluşan yüklerin en büyük nedeni kollar bedenle açılı durumda iken oluşmaktadır. Kollar destekli durumda bulunuyorlarsa yer çekimi kuvvetine karşı durabilmek için ligament kuvveti, pasif adale kuvveti ve kemiklerin bağlantı kuvvetleri yeterlidir. Aktif adale kuvvetine gerek yoktur.

Kollar desteksiz durumda ise yerçekimi omuzlarda moment oluşturur ve bu moment omuz adaleleri ile karşılanmaya çalışılır. Yerçekimi ve kolun kütlesi ile oluşan omuz eklemesindeki moment (M) kolun kütlesi(m), kütlenin omuz ekleminden olan uzaklığı(d), yerçekimi ivmesi(g), kolun açısının (x) sinüsünün çarpımlarına eşittir (Jensen ve diğ., 2008).

$$M = m \cdot d \cdot g \cdot \sin x \quad (2.2)$$

'm' kolun kütlesi ortalama olarak tüm bedenin %5. ne eşittir. 'd' omuz (glenohumeral) eklemi ile kolun kütlesinin merkezi arasındaki uzaklıktır. 'x' üst kolun beden ile yaptığı açıdır.

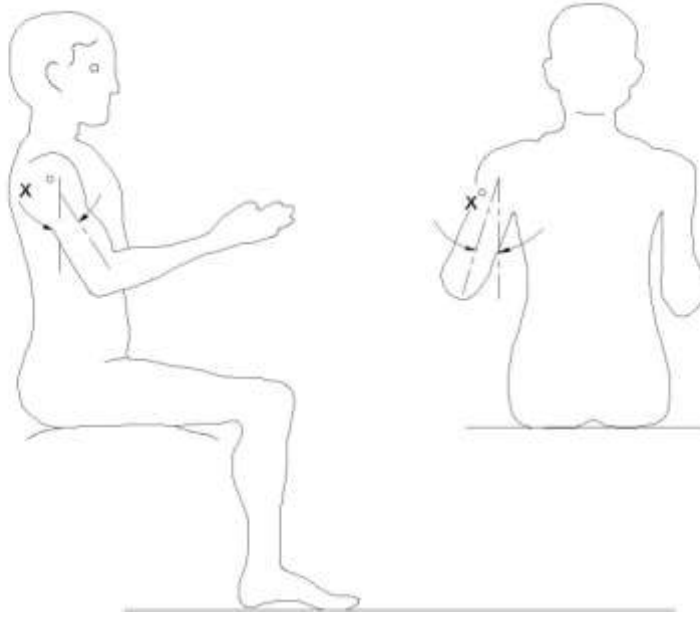
Saf mekaniğe göre moment 'M' değeri kolun açısının yönünden(abdüksiyon, fleksiyon,) bağımsızdır ve kolun yaptığı 90 derecelik açı ile en yüksek değerine ulaşır. Karlsson,1992; Liu ve diğ., 1997; Otis ve diğ.,1994; Wood ve diğ.,1989 da belirttikleri gibi adalenin moment kollarındaki yük kolun açısının yönlerine bağlıdır (Jensen ve diğ., 2008).

Poppen ve Walker tarafından 1978 de yapılan çeşitli çalışmalar göstermektedir ki, adale moment kolu değeri sabit kalabilmekte veya sadece abdüksiyona çalışan adale grubunda özellikle deltoid adalesinde artabilmektedir (Jensen ve diğ., 2008).

Abdüksiyon açıları durumunda oluşan moment açısı, abdüksiyon 90 derecenin altında olduğu durumlarda da en yüksek seviyesine çıkabilmektedir. Momentin yanı sıra adale boyu adale kuvvetini etkilemektedir. Abdüksiyona çalışan çoğu adale, kol abdüksiyon durumunda iken kısalır ve maksimum kuvvetlerini kullanamazlar, özellikle kol açısı 90 derecenin üzerine çıktığı zamanlarda adale yükü artar .

Omuz eklemi açılı durumdayken dirsekte fleksiyon durumunda olabilir, bu durumda kütle merkezinin eklemden olan uzaklığı kısalmır ve momentte azalır. (şekil 2.11). Omuzların içe veya dışa doğru rotasyonundan yeni momentler oluşabilir. Elde taşınan yükler omuzlardaki momenti doğal olarak arttırabilmektedir.

Omuz ekleminde 25 derece fleksiyon açısı ve 15-20 derece abdüksiyon açısı Chaffin ve Andersson tarafından kabul edilebilir çalışma pozisyonu açılarıdır (Jensen ve diğ., 2008).

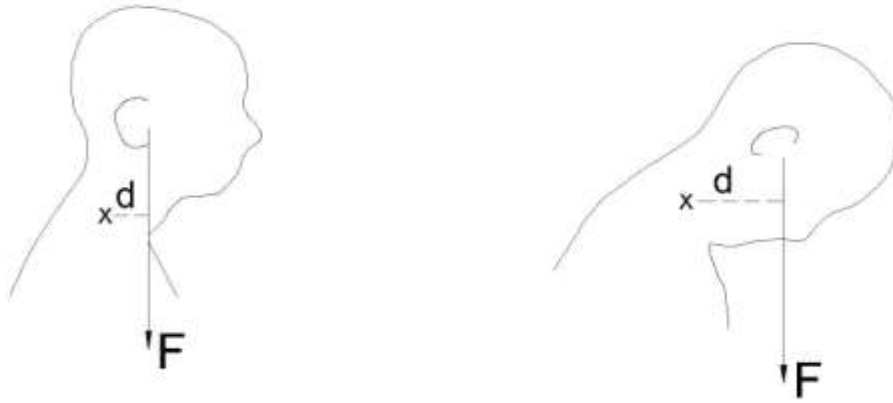


Şekil 2.11 : Fleksiyon ve abdüksiyon durumunda ki omuz eklemi (Chaffin ve diğ., 1999).

2.7.2. Boyun ekleminde biomekanik etkiler

Boyun bölgesindeki kas-iskelet sistemine bağlı yükler başın üzerine etki eden yerçekimi kuvvetine karşı, başı dengede tutmak için bu bölgedeki oluşan kuvvetlerdir. Boyundaki moment etkisi Ringdahl'a (1986) göre: başın ağırlığının (F) boyun eklemine olan uzaklığı (d) ile çarpımına eşittir (şekil 2.12).

Boyun da oluşan yükler başın pozisyonu ile ilgilidir. Başın dikey pozisyonundan ayrılma açısı başın eğilme açısını belirler. Gövdenin eğimi ile başın eğimi arasındaki açı farkı boyundaki fleksiyon/ekstensiyon açısını belirler. Öne eğilen duruş pozisyonu ile dik duruş pozisyonu arasındaki açı farklarını baş ve gövde de oluşan açı farkları belirler. Başın eğimi sırt bölgesinin eğimine de bağlıdır (Nakaseko ve diğ., 1993) (Wickens ve diğ., 2004b).



Şekil 2.12 : Boyunda moment etkisi (Ringdahl ve diğ., 1990).

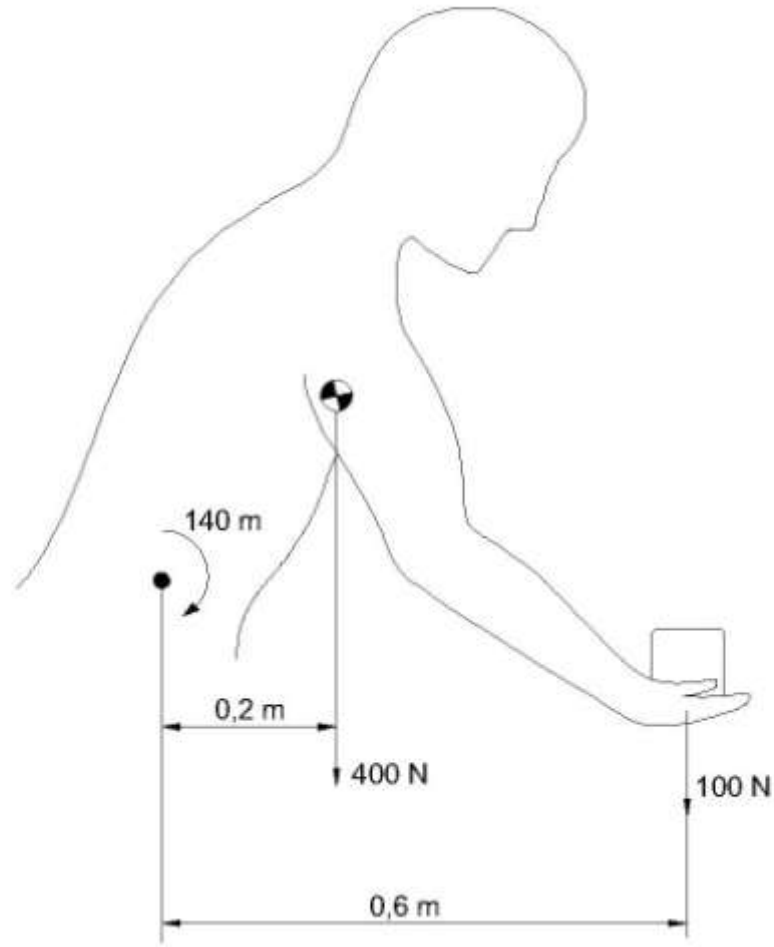
Göz yüksekliğinin -23 derece altındaki hedeflere odaklanmak için başın öne doğru eğilmesi gerekmektedir. Bu eğilmeyi dengede tutabilmek için boyun ve üst sırt adalelerinin kasılması gerekmektedir. Başın eğimi daha da artarsa adalelerdeki uzama optimum kuvvet sağlama sınırını aşarak, güç kapasiteleri düşecektir.

Boyun fleksiyonunu 0-25 derece arasında tutmak, rahatsızlık veren boyun pozisyonlarının engellenmesi için önerilmektedir. Boyun açısının 15 derece fleksiyonda olduğu duruş pozisyonları boyun bölgesi için en rahat duruş pozisyonları olarak kabul edilmektedir (Dellman ve diğ., 2004).

2.7.3. Bel bölgesinde biomekanik etkiler

Eller, kollar, baş ve boyun, göğüs bölgesi kütleleri normal duruş dışına çıkarak omurga bel bölgesi ile açı oluşturdukları oranda aynı bölgede moment de oluştururlar. Yetişkin erkeklerde tüm bedene oranla kütleli olarak baş bedenin %7.3, gövde %50.7, bir kol ve el %4.9, bir bacak ve ayak %16.1 oluşturur (Kumar, 2008). Elde, kollarda, baş ve boyun da yük de taşıyorsa bel bölgesine etki eden toplam moment değeri de yükselir (şekil 2.13).

Elde taşınan 100N yük ve bel üstü beden kütlesi ağırlığı 400N belde oluşturdukları toplam moment 140 Nm.(Dempsey ve Munro, 2005).



Şekil 2.13 : Bel bölgesine etki eden momentler (Dempsey ve diğ., 2005).

2.8. Statik Çalışma Pozisyonları

2.8.1 Statik çalışma

Statik çalışma pozisyonunda kas iskelet sistemi enerji tüketmektedir. Enerji tüketilirken kaslar hareketsiz durumdadırlar, boyutlarını değiştirmeden kasılarak kalırlar. Kasların kasıldığı pozisyonda insan bedenindeki iç basınç artar ve kan dolaşımını yavaşlatır. Sürekli statik yüklenmelerde kan dolaşımı azalır, adale kapasitesinin maksimum % 15' i kadar yüklenme sonucunda kan dolaşımı miktarı çalışan adalelerin gereksinmesini karşılayamaz duruma gelir. Adaleler maksimum kapasitesinin %20 oranı kadar kasılırsa kan dolaşımının %70 i kesilir. Hareketsiz kalan bir eklemden statik yük oluşur. Metabolizmada oluşan zehirli maddelerin atılmasına engel olur ve dokuların beslenmesini ve oksijen almasını engeller.

Laktik asit ve ısı adalelerde birikir ve ağırlara neden olur. Statik çalışma sürecinde kalp atışı artmaz buna karşılık kan basıncı artar. Bir saat süre ile statik kasılma durumunda ki adale çalışması, aynı adale grubunun maksimum istemli kasılmış halinin %5-6 sından fazla olmamalıdır (Corlett 1983, Björkstén ve Jonsson 1977)

Sürekli statik çalışma süresi ile adale kapasitesi eğrisi kol ve bacak kasları için 1960 da Rohmert, 1963 de Caldwell, 1967 de Monod ve Sherrér, sırt kasları için 1971 de Poulsen ve Jorgensentarafından gösterilmiştir (şekil 2.14) (Pheasant, 1991).

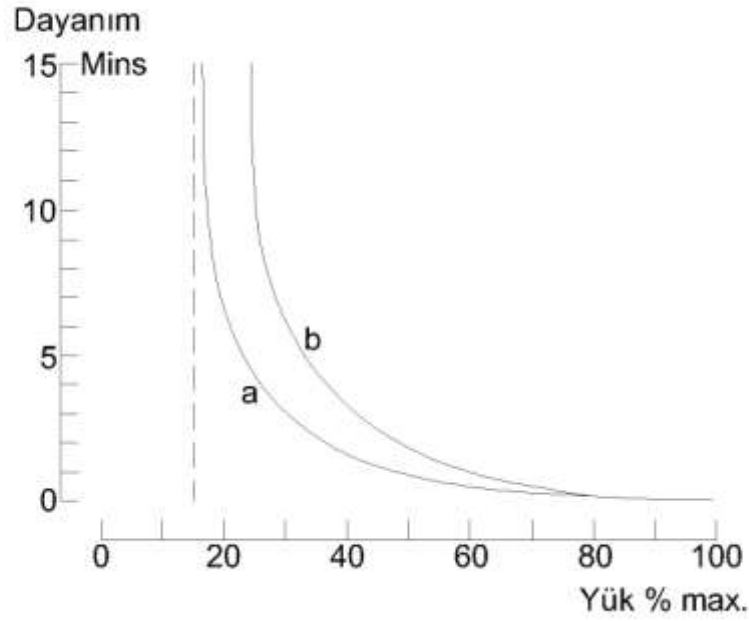
2.8.2. Çalışma pozisyonları

Çalışma pozisyonlarını belirleyen etkenler üç temel grupta toplanırlar.

- 1- Çalışanın boyutları, pozisyonu ve yönlenmesi, beden parçalarının ve tüm bedenin kütlesi, motor sistemi ve duyuşal becerileridir.
- 2- İş istasyonunun boyutları, mekandaki pozisyonu ve yönlenmesi, kütlesidir.
- 3- Görevin görüş, kumanda ve denge özellikleridir.

Görevin görüş özelliklerini hedefin baş ve gözlere göre mekandaki pozisyonu ve uzaklığı, hedef ile görsel ara yüz, bakış yönü ile hedefin yaptığı açı, hedefin yüzeyi ve etkileşimi, belirler. Görevin kumanda özelliklerini (el ve ayak ile) ulaşma yönü ve uzaklığı, hedefin çalışana göre mekândaki pozisyonu belirler. Görevin denge özelliklerini çalışanın bedeni ve bölümlerinin iş istasyonu ile oluşan ara yüzü belirler (Delleman ve diğ., 2004). Çalışanın konumu işin görsel gereklilikleri ve çalışanın erişme uzaklığı ile belirlenir. Görüş açısı sadece gözlerin görme alanına değil başın eğimine de bağılıdır. Bakış düzleminin 30-40 derece altına kadar olan hedefler rahatsızlık vermeden görüş açısı içinde kalabilir.

El pozisyonu çalışanın duruşunu ve oturma yüksekliğini dolayısı ile dayanma elemanının yatay konumunu belirler. El pozisyonu belirlendikten sonra duruş, oturma ve dayanma konumları başın yerden yükseklik ve bakış açısı olarak konumunu belirler. Oturma elemanı hareketli ise elin konumu daha esnek olur. Elin ve başın konumu duruş pozisyonunu belirleyicidirler.



Şekil 2.14 : Sürekli durağan çalışan insanın kapasitesi yük ve dayanıklılık eğrisi, kol ve bacak kasları: a - Rohmert 1960, Caldwell 1963, Monod ve Sherrer 1967, sırt kasları: b- Poulsen ve Jorgensen 1971 (Pheasant, 1991).

2.8.2.1. Oturarak çalışma

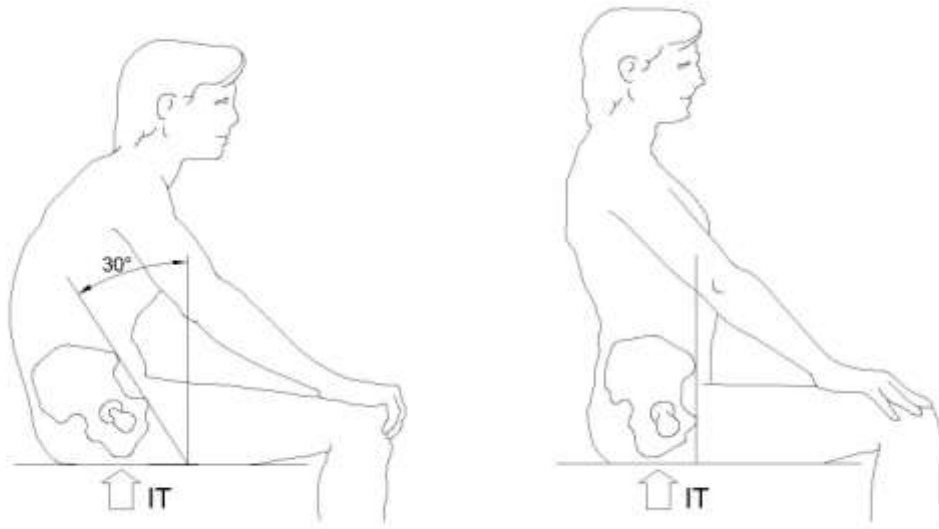
Mümkün olan her ortamda oturarak çalışma önerilmektedir. Bedeni rahatlattığı, kol hareketlerinde yüksek kontrol sağladığı, güvenlik ve denge duygusunu arttırdığı, kan dolaşımını desteklediği için öncelik verilmektedir.

Oturma pozisyonlarının çalışanlar üzerindeki etkisini değerlendirmek için oturan kişinin omurga eğimini, eklem açılarını, baş, boyun, kol, bacak ve gövde pozisyonunu değerlendirmek gerekir. Çalışanı oturma pozisyonunu değiştirme imkânı olmadan, biçimsiz ve kısıtlı bir durumda çalışmaya zorlayan işlemler, kas iskelet problemlerinin oluşmasına sebep olan çok önemli nedenlerdir. İnsanın bekleme veya yolculuk amacıyla oturduğu duruş pozisyonunu değiştirebileceği durumlarda ortalama 20 dakikada bir pozisyon değiştirerek vücudunu rahatlattığı gözlenmiştir (Branton ve diğ., 1967).

Boyun öne doğru fleksiyon durumunda ise, boynun arka kısmındaki adaleler oluşan momenti dengelemek için kasılmaktadır. Oturan kişi rahatsızlık hissettiği zaman boyun pozisyonunu değiştirerek bu adaleleri rahatlatmaktadır. El, kol hareketi olmayan oturma durumlarında, oturma elemanın imkanları değerlendirilerek el ve kollar desteklenerek taşınabilmekte ve omuzların taşıması gereken bu yükler

azaltılabilmektedir (Andersson ve diğ., 1974).Sabit kol destekleri el kol hareketi gerektiren çalışma sürecinde kullanıldığı durumlarda omuz yüklerinde artışa sebep olabilmektedir. Benzer durumlarda hareketli kol destekleri önerilmektedir.

Kas-iskelet sisteminde bel bölgesinde sagittal düzlemde öne doğru bel eğrisi vardır (lumbar lordosis). Rahat oturuş pozisyonunda insanın omurgasında bel bölgesi düzleşir (kyposis) veya arkaya kavis oluşur (şekil 2.15). Kalça kemiği (pelvis) 30 derece arkaya döner. Kaslarda yük yoktur fakat omurgada iç basınç dik duruşa oranla %40 artar (Andersson ve diğ., 1974).



Şekil 2.15 : Oturma pozisyonunda kalça kemiğinin durumu(Pheasant1986).

Bu durumu engellemek için oturma ünitelerinde sırt desteği önerilmiştir. Çalışanı öne iterek omurgayı dengelemesi sağlanmıştır. Bu denge durumu için çalışanın öne doğru kaymaması amacıyla oturma yüzeyi de arkaya açılı olarak önerilmiştir.

Oturarak çalışmanın olumsuzluğu, omurgadaki disk basıncını arttırdığı için bedenin alt-sırt bölgesinde ağrılara neden olmasıdır. Bel destekli oturma sağlanırsa, omurgada ki disk basıncı azalmaktadır. Bel desteği 90 derece yerine, arkaya eğimli 110-120 derece olursa, bedenin yükünü daha iyi taşıdığı için disk basıncı daha az olmaktadır (şekil 2.16) (Delleman ve diğ.,2004).

Öne eğilerek bir masa veya sıra üzerindeki bir obje ile çalışma durumunda bu oturma pozisyonu uygun olmamaktadır. Diğer bir yaklaşım ise, beldeki kavisi bozmamak için otururken gövde ile baldırlar arasındaki açıyı arttırmaktır. Oturma elemanının yüzeyinin öne doğru eğimli olması sağlanarak omurganın bel eğrisi korunabilmektedir (şekil 2.16) (Mandall 1976). Bu pozisyon ayakların da bir miktar

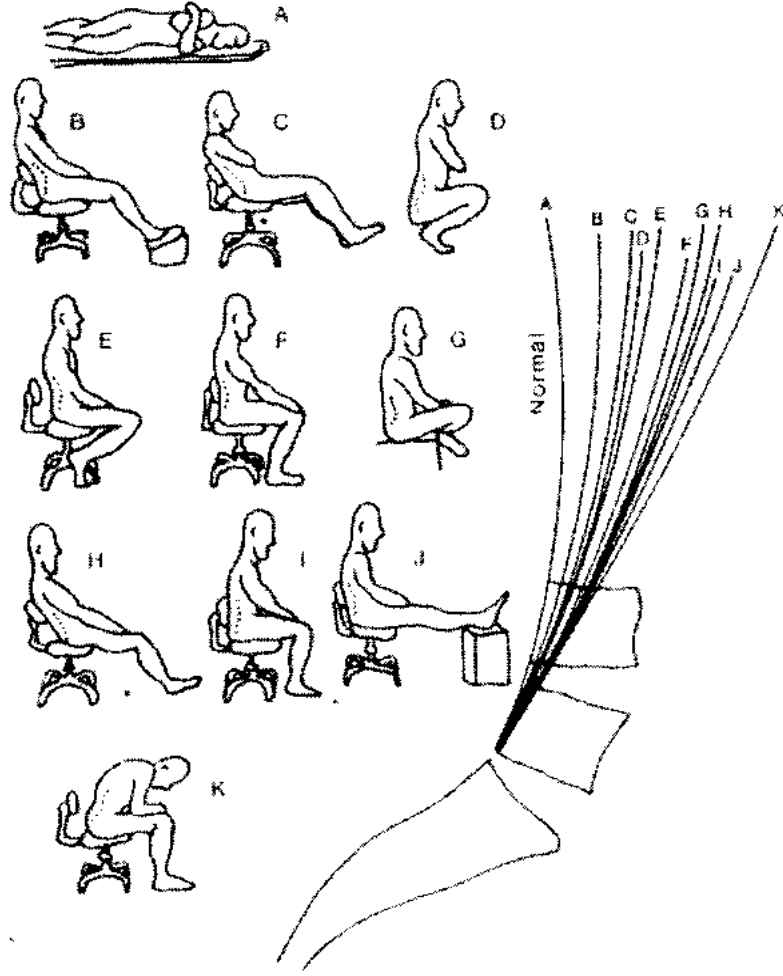
yük alması ve hareketsiz kalmaması açısından uygun bulunmuştur. Oturma yüzeyinin açısının fazla olduğu, oturanın ayakları beden yükünün %25. den fazlasını taşıdığı durumlarda ise, oturanın ayaklarında aşırı yüklenme oluşabilmektedir.

İşin fiziksel ve mental gerekleri oturma pozisyonunu şekillendirmektedir. İş açısından bakıldığı durumda oturma pozisyonunun görevi yerine getirme, görsel kontrolü sağlama, objelere ulaşma ve yönetebilme açılarından yeterli olması gerekmektedir.

2.8.2.2. Ayakta çalışma

Ayakta çalışma pozisyonunda çalışma istasyonuna hakimiyet yüksektir ve ulaşma uzaklığı oturarak çalışmaya oranla daha yüksektir. Elle kavrama gücü oturarak duruş pozisyonuna oranla daha yüksektir. Ayakta rahat duruş pozisyonunda bedenin ağırlık merkezi omurganın ön cephesinden (anterior) L4-L5 (lumbar) bel bölgesi omurlarının hemen önünden geçer. L3 omurunda oluşan yük ve diğer duruş pozisyonları ile karşılaştırılması çizelge 2.3’de gösterilmiştir. Normal duruşta sürekli olarak bedeni öne eğmeye çalışan bir moment ve bu momenti dengede tutmak için bağ dokularında, sırt kaslarında ve bacak baldır kaslarında tepki kuvveti vardır (Konz 1995, 2008)

Ayakta hareketsiz duruş tamamen hareketsiz değildir. Beden ağırlığı bir ayaktan diğerine sürekli geçirilmektedir. İnsanlar ortalama 90 saniyede bir ayaklarındaki yükü birinden diğerine geçirmektedirler (Saltzer ve diğ., 1993). Ayakta duruş pozisyonunda uzun süre kalındığı zaman, alt sırt ve ayak bileklerindeki adalelerin rahatlatılması, kan dolaşımının hızlandırılması için bedende ileri geri hafifçe salınmalar oluşmaktadır (Odenrick ve diğ., 1984). Disk basıncı oturarak çalışmaya oranla ayakta çalışma sürecinde %35- 40 oranında daha düşüktür (Chaffin, ve Andersson, 1999).



Şekil 2.16 : Çeşitli duruş pozisyonları sırasında belkemiğinde oluşan açılar. Keegan ve Radke tarafından 1964 yılında gösterilmiştir (Oborne, 1987).

Ayakta dururken uzanma mesafesi ayak pozisyonundan etkilenir. Ayak konumu için 150mmx150mmx500mm boşluk gereklidir. Ortalama erkek boyu ABD de 1750mm ayakların arasında 100mm olduğu ve yere basma genişliğinin ise 200-300mm olduğu kabul edilmektedir. Ayakta duruş pozisyonunda basma zeminini büyütmek ve dengeyi arttırmak için, ayakta duran kişinin bir ayağını diğerine göre ileriye basarak bunu sağladığı ve ilerideki ayağın tersi yönde rotasyon halinde ise dengeyi de artırdığı gözlenmektedir (Konz, 2008).

Elle tutulacak nesnenin uzaklığı öne doğru eğilmeye ve sırtta gerilmeye neden olmaktadır. İnsanın 30cm ilerideki bir nesneye ulaşma sırasında başının 0.15mt, kollarının 0.2mt gövdesinin 0.1mt ağırlık merkezleri ileri kaymakta ve omurga da moment oluşturmaktadır.

Çizelge 2.3 : Normal aktiviteler sırasında omurganın L3 diskinde oluşan basma yükü (Nachemson, 1976).

<u>POZİSYON</u>	<u>Yük N</u>
Sırtüstü yatma	300
Ayakta durma	700
Yürüme	850
Burulma	900
Yana eğilme.....	950
Gerinme.....	1200
Öne eğilme 20 derece.....	1200
Aktif arkaya gerinme.....	1500
Öne eğilme 20 derece, her iki elde 22 lb yük ile.....	1850
Sırt düz ve dizler bükülü 44 lb yüküle doğrulma.....	2100
Sırt eğimli ve dizler düz 44 lb yüküle doğrulma.....	3400
Dik oturma.....	1000
Ofis sandalyesinde oturma.....	500
Ofis sandalyesinde otururken 20 N taşıyan kollar ileride.....	700
<u>Öne 20 derece eğilmiş her elde 100 N.....</u>	<u>1400</u>

2.8.2.3. Asimetrik ve burulmuş beden duruşları

Hareket bilimi açısından iş yükü altındaki hareketler ve duruşlar sistem olarak çok karmaşıktır ve sisteme katılan adalelerin sayısı değişkendir. İşin gereği olan işlemleri yaparken adaleler yükü eşit oranda taşımayabilirler. Asimetrik duruş ve hareketlerde bu durumla sık olarak karşılaşılır. Uzun süreli ve tekrarlanan hareketler sonucu aşırı yüklenen adalelerde, diğerlerine oranla daha önce koordinasyonsuzluklar oluşur. Bu durum değişken ve düzensiz kuvvetlerin oluşmasına neden olur ve bağ dokularında travma birikimine neden olur. Sırt bölgesinde oluşan rahatsızlıkların %60 ı Manning'in 1984 de açıkladığı gibi gövdenin rotasyonu durumu ile ilişkilidir (Kumar ve diğ., 1998). Gövdenin rotasyonu durumunda çalışmak ve bu pozisyonda oluşan asimetrik yükler altında çalışmanın sürdürülmesi alt sırt bölgesindeki ağrıların temel nedenleridir. Bu nedenler 1991 de Duncan ve Ahmed, 1980 ve 1983 de Frymoyer ve diğerleri, 1974 de Ralston ve diğerleri, 1982 de Shaffer, 1978 ve 1980 de Snook ve diğerleri tarafından gösterilmiştir (Kumar,2008).

Biomekanik analizlere göre boyun bölgesinde 35 derecenin üzerine çıkan burulmalarda boyun adalelerinde oluşan kuvvetler ve eklem tepki kuvvetleri hızla artmaktadır (Snijders ve diğ., 1991). Oturarak çalışırken bedenin dönmesi veya

burulması gerekli olduğu durumlarda, dönme açısının tüm omurga boyunca eşit olarak dağılmasının sağlanması önerilmektedir. Görsel gereklilik için başı döndürmek gerekiyor ise, omurga aksına bağlı rotasyonun boyun eklemleri ile sınırlanmaması, omuzlarında bu rotasyona katılarak açının dağılımına destek olması önerilmektedir (Kumar, 2001).

İşin getirdiği talepler ve kısıtlamalar beden üzerindeki risklerin ana sebeplerini oluşturur. Keyserling ve diğerlerinin, 1992 yılında hazırladıkları çizelgede gösterilmiştir. (Çizelge 2.4). Çizelgede belirgin risk xx ile, potansiyel risk x ile, belirsiz risk 0 ile gösterilmiştir.

Çizelge 2.4 : Boyun, gövde ve bacaklar için pozisyon kontrol listesi Kyserling ve diğ., 1992 deki çalışmasından alınmıştır (Konz, 2008).

POZİSYONLAR		pozisyonun iş sürecindeki oranı		
		<0>	<1/3	>1/3
BOYUN				
Hafif öne eğimli	>20 derece	0	0	x
Aşırı öne eğimli	>45 derece	0	x	xx
Arkaya eğimli	>20 derece	0	x	xx
Burulmuş veya yana eğimli	>20 derece	0	x	xx
GÖVDE				
Hafif öne eğimli	>20 derece	0	x	xx
Aşırı öne eğimli	>45 derece	0	xx	xx
Arkaya eğimli	>20 derece	0	x	xx
Burulmuş veya yana eğimli	>20 derece	0	x	xx
Tüm beden/ BACAKLAR				
Hareketsiz ayakta duruş		0	0	x
Pedal kullanarak ayakta duruş		0	0	xx
Dizler bükülü veya çömelmiş		0	0	xx
Diz çökmüş		0	x	xx
Yana veya sırt üstü uzanmış		0	0	xx

2.9. Kas-iskelet Sisteminde Çalışma Pozisyonlarına Bağlı Meslek Hastalıkları

İşlerin tümü verimlilik ve üretkenlik temelinde planlanmaktadır, iş kazaları ve hastalıklarının önlenmesi için çevrenin tasarımı ve işin planlaması bu amaçları kapsayacak şekilde yapılmalıdır.

Baskı-yorulma (stress-strain) modelinde iş yükünün ağırlığı ve etkisine karşı insanın kapasitesi ve tepkisi birleşmektedir. Bu olgu ‘ iş yükü- kapasite’ prensibine dayanır (Keyserling ve Chaffin, 1986).

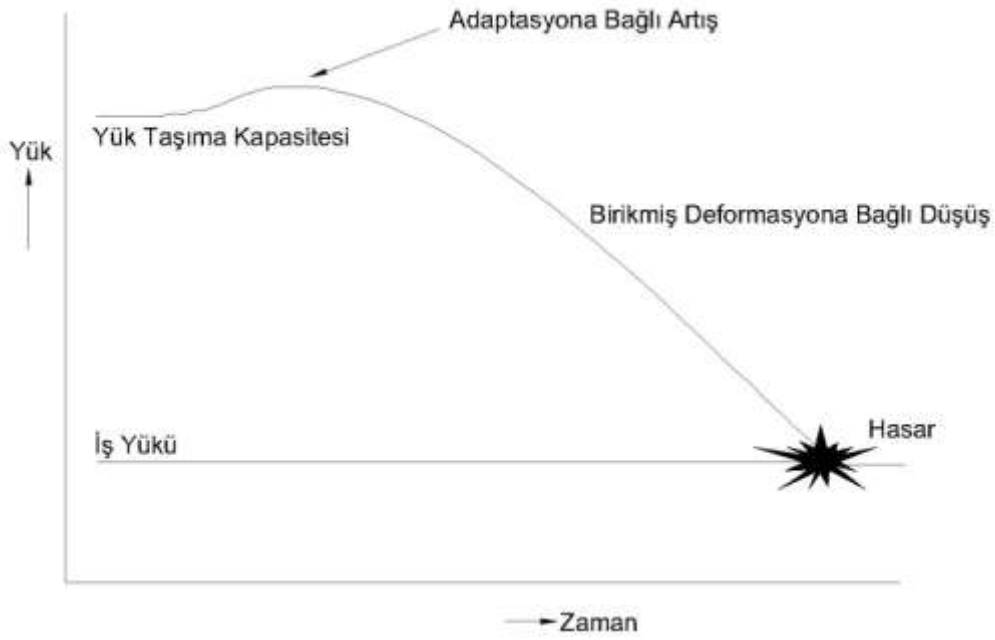
İş planlaması yapılırken vücutta uzun süreli durağan yük oluşması engellenmelidir. Uzun süreli hareketsiz olarak kolları ileriye uzatarak durmak, kol, omuz ve sırt kaslarında statik yük oluşturur, el ile bir işlem yapılıyor veya ağırlık taşıyorsa kaslardaki yük artar. Benzer işlerde iş planlaması yapılırken kısa molalar verecek şekilde planlama yapılmalıdır. Kaslara yeterince oksijen ulaşması sağlanmalıdır. Uzun süreli statik durumda çalışmak veya sürekli aynı şekilde tekrarlanan hareketler yaparak çalışmak, bazı kaslarda kasılmalar ve kramplar oluşturabilir.

Çalışanların çoğunda kas-iskelet sistemi ile ilişkili bölgesel rahatsızlıklar oluşmaktadır. Çeşitli ekonomik sektörlerde yapılan işin karakterine bağlı olarak, çalışanlarda çalışmaya bağlı travmalar oluşmaktadır.

Ormancılık, inşaat, üretim, sektörlerinde çalışan kişilerde yüksek oranda sırt bölgesi sakatlanmaları gözlenmektedir. Ofis çalışanlarında ise genellikle klavye kullanımına bağlı kümülatif travma bozuklukları (CTD) bulunmaktadır.

İşe bağlı kas-iskelet sistemi hasarları (occupational musculoskeletal injuries) organların ve dokuların sürekli olarak risk faktörü niteliğindeki mekanik stres altında kalması sonucunda oluşmaktadır. Kısa çalışma dönemlerinde oluşması beklenen kümülatif travma ile bilinen bir ilişki kurulamamaktadır, fakat uzun dönemde bu birikim özellikle Kumar’ın 1980 de belirttiğine göre; boyun ve omuzlarda Fine ve diğ., tarafından 1986 da, Hagberg ve diğ., tarafından 1984 de, Herberts ve diğ., tarafından 1984 de, Silverstein ve diğ., tarafından 1986 da, Westgaard ve diğ., tarafından 1986 da; alt sırt bölgesinde Anderssen tarafından 1981 de, Chaffin tarafından 1974 de, Heliovaara tarafından 1987 de, Hult tarafından 1954 de, Kumar tarafından 1990 da, Magora tarafından 1973 de ve diğerleri tarafından saptanmıştır (Kumar, 2008).

Uzun süreli tekrarlanan stres etkisi altında oluşan hasarlar, çalışanın yapısal adaptasyonu ve iyileşme kabiliyeti ile de ilişkilidir (şekil 2.17).



Şekil 2.17 : Yük ve zamana bağlı hasar birikimi (Kumar, 2008).

İşe bağlı biomekanik temelli risklerin, insan bedeninde sakatlanmasına sebep olduğu dokular genellikle ligament'ler (bağ doku), tendonlar, kaslar ve sinirlerdir. Daha az etkilenen diğer sütrüktürler ise kemikler ve kırıkdağlardır.

Dokularda oluşan mekanik hasarların iyileşme sürecini belirleyen en önemli faktör kendi visko elastik özellikleri olup süreye ve yükün oranına bağlıdır. Dokunun mekanik etkilenmesi kalıcı deformasyonlar sonucu artar, dayanıklılığı azalır ve sakatlanma potansiyeli artar.

Kaslar ise tersine bir durum içerisindeyler; istemli olarak kasılıp, kuvvet üretmeleri dolayısı ile hareketlidirler ve kalıcı sakatlanmalardan daha az etkilenirler.

Sakatlanma riski en çok olan bağ dokuları ligamentler ve tendonlardadır. Her ikisinde aynı proteinden kolojenden oluşmaktadır. Aralarındaki fark kolojen liflerinin düzeni ile ilgilidir. Ligamentler yassı yüzeyler, tendonlar ise yoğun olarak paketlenmiş ipler şeklindedirler.

Yapısal olarak ikisi de visko-elastik yapıda olup, kuvveti direnç göstererek karşılarlar ve iletirler. Ligamentler ve tendonlar gibi yüksek yoğunluktaki kolojen dokularının, fizyolojik olarak geri döndürülebilen, % 4 lük deformasyon aralığı vardır. Daha yüksek deformasyonlar sonrasında dokular eski boyutlarına dönse de

kalıcı hasarlar oluşur. % 8 - % 10 deformasyonlar sonucunda dokularda kopmalar oluşmaktadır.

Visko-elastik özellikler gösteren dokularda, yüklenme ani olursa dokular sert bir yapı olarak davranır; yüklenme yavaş olursa esner ve taşıma kapasitesi artar; uzun süreli yüklenme sonucunda deformasyona devam eder ve yayılır. Bilinen sakatlanmaların çoğu kolejenin yapısal özelliklerinden kaynaklanmaktadır (Kumar, 1990).

2.9.1. Alt –sırt bölgesi problemleri

Alt sırt bölgesi rahatsızlıkları en çok görülen rahatsızlıkların başında gelmektedir. İnsanların %50-%70 alt-sırt bölgesi rahatsızlıkları ile karşılaşmaktadırlar (Andersson, 1981) (Waters ve diğ., 1993). Uzun süreli biriken yük ile biomekanik yük altında bulunmak, alt sırt bölgesi rahatsızlıkları için Kumar (1990) tarafından birinci neden olarak gösterilmiştir.

Alt sırt bölgesi rahatsızlıkları çeşitli faktörlerin etkisi altındadır; oluşmasına etkisi olan; doğrudan ve dolaylı birçok risk faktörü vardır. Rahatsızlıkların ortaya çıkması için problemin nedeni olan birikimlerin eşik seviyesine ulaşması gerekir. Problemin nedenleri kişilere göre hayat şekli, kariyer, beslenme, antropometri olarak değişir. Tüm risk faktörleri temel olarak 1-genetik, 2-morfolojik, 3-psikososyal, 4-biomekanik başlıkları altında toplanabilirler.

Genetik ve morfolojik faktörler alanında yapılabilecek iyileştirme ergonomik tasarımın konusu dışındadır. Psikososyal ve biomekanik faktörler için stratejiler geliştirilebilir. Meslek ile ilişkili görevler dolayısı ile oluşan memnuniyetsizlik, önemli bir psikososyal faktör olarak alt sırt bölgesi ağrılarının nedeni olarak kabul edilmiştir (Andersson ve diğ., 1983). Endişe, nevroz, depresyon, yükseltilmiş bedensel farkındalık, sırt alt bölgesi hastalarının belirgin özellikleri arasında saptanmış (Frymoyer ve diğerleri, 1985). Çeşitli psikososyal faktörler belirti veya sebep olarak gösterilse de, alt sırt bölgesi ağrılarının nedenleri çok çeşitlidir.

Biomekanik faktörleri oluşturan bir dizi değişken bulunmaktadır. Üst ekstremiteler ile yapılan ağır işlerin alt sırt bölgesi ağrıları ile ilişkisi olduğu defalarca rapor edilmiştir (Ayoub ve Mital, 1989; Kumar, 1990; Snook 1978 ve diğerleri). Başın eğimi de bedenin alt sırt bölgesindeki ağrılarla ilişkilidir (Grandjean ve diğerleri, 1982).

Çalışırken beden eğilmesi ve burulması da altsırt bölgesi ağrıları ile ilişkili bulunmuştur (Frymoyer ve diğerleri, 1983; Snook ve diğerleri, 1978). Titreşim altında çalışmak da alt sırt bölgesi ağrıları ile ilişkili bulunmuştur (Frymoyer ve diğerleri, 1983; Svensson ve diğ., 1988).

Normal fiziksel ve fizyolojik sınırlar üzerinde bir çaba uygulamanın sakatlamaların temelini oluşturduğu bilinmektedir. Fakat normal fiziksel ve fizyolojik aktivitenin limitleri kesin değildir. Çabanın süresi ve tekrarlanması da bu limitlere artı bir boyut eklemektedir.

2.9.2. Üst ekstrimitede birikmiş hasar rahatsızlıkları

Tendon, sinir ve dokularda hissislik problemleri: İşin karakteri dolayısı ile çalışanlar tekrarlanan hareketlerle çalışıyorlarsa adalelerde normalin üzerinde kan dolaşımına gereksinimleri olmaktadır. Kan ihtiyacını adaleler tendonlardan sağlamaya çalışmaktadır. Bu gereksinme durağan çalışma sürecinde gerçekleşirse tendonlarda normalin üzerinde gerilme (tension) bulunduğu için tendon ağrılarına neden olmaktadır. Üst ekstrimitenin biçimsiz duruş pozisyonlarında tekrarlanan hareketlerle çalışması sinirlerin kemik dokusuna sürtünmesine ve zarar görmesine sebep olmaktadır. İşin karakteri veya kullanılan donanım nedeniyle hareketsiz ve biçimsiz duruş pozisyonunda kuvvet harcamak, adalelerin kasılı kalarak kan dolaşımını azaltmasına sebep olmaktadır. Kan dolaşımının yetersiz olduğu dokularda hissizlik oluşmaktadır (Keyserling ve diğ., 1993).

Eklem problemleri: Tendonların kemiklere sürtünmesini önleyen, eklemlerde bulunan kaygan sıvı maddede yanma hissi oluşmaktadır. Bölgesel ağrılara da neden olmaktadır (Moore ve diğ., 1991)

Parmak bölgesi problemleri: Titreşim yapan ele kullanılan ekipmanların uzun süre ile ve tekrarlanarak kullanılması soğukta hissizlik karıncalanma ve ağrı yapmaktadır. Rayno adı verilen bu hastalık parmaklarda beyazlaşmaya neden olmaktadır. Tetik benzeri kumandalarda sürekli kullanılan parmaklarda sürekli fleksiyon durumu oluşmakta ve parmakların düz pozisyona gelmesi zorlaşmaktadır. Benzer problemler baş parmak kullanımında da oluşmaktadır (Lee ve diğ., 1995).

El, bilek ve dirsek bölgesi problemleri: Bilek bölgesindeki kanaldan (carpal tunnel) yumuşak doku grupları geçmektedir. Parmak hareketleri alt koldaki kaslarla kontrol edilmektedir. Bu kaslar parmaklara bilekteki kanaldan geçerek ulaşmaktadırlar.

Sinirler ve kan damarları da aynı kanaldan geçmektedir. Bilek bükülmüş durağan pozisyondayken elin ayası ile kuvvet uygulamak, hızlı ve sürekli parmak hareketleri yapmak, elleri sürekli titreşim altında kullanmak bu kanalda (carpal tunnel) problemlere neden olmaktadır (Radwin ve diğ., 1987). Dirseklerin sert bir yüzeye dayanarak uzun süreli durağan iş yapılması sinirleri zedelemekte ve küçük parmak bölgesinde rahatsızlık ve hissizlik yaratmaktadır.

Boyun ve omuz bölgesi problemleri: Çalışmaya bağlı rahatsızlıklar arasında en çok karşılaşılan boyunda oluşan ağrılardır. Modern toplumda en sık olarak görülen kas-iskelet rahatsızlığı da boyun ağrılarıdır (Ariens 2000).

Çalışırken oluşan baş ve boyun pozisyonları rahatsızlıkların ana sebebidir. Öne eğilerek çalışma durumunda baş ve gövde dikey duruşa oranla yerçekimi kuvvetinden daha çok etkilenir. Yerçekimi kuvvetinin baş üzerindeki etkisini karşılamak için, boyun adaleleri kasılarak karşı yönde eşit kuvvet uygularlar.

Başın öne eğilme açısı ne kadar artarsa ve pozisyon da kalış süresi ne kadar uzarsa, boyunda ve omuzlarda oluşan adale hasarları ve kramplar da aynı oranda artar (Hunting ve diğ., 1981). Baş hareketlerinin kısıtlanması boyun adalelerinde ve omuzlardaki tendon bağlantı noktalarında ağrıların oluşması desteksiz öne eğilerek çalışmanın sonuçlarıdır (Jensen,1993).

Boyun ve omuz bölgesindeki statik yükleri ve bu bölgedeki adalelerde oluşan ağrıları artıran önemli bir neden de omuz bölgesinden taşınarak gelen kol pozisyonlarının sebep oldukları yüklerdir. Kollar abdüksiyon durumunda iken omuz ve boyun adalelerindeki aktivite artmaktadır (Chaffin,1973, 1999; Herberts ve diğ., 1981; Hagberg, 1984).

Bedenden uzakta bir noktadaki nesne üzerinde çalışmak, kollar kaldırılmış olarak çalışmak, kullanılan el aletinin ağırlığı ve tasarımı, eller ve kollar üzerinde ki diğer dış yükler de boyun ve omuz ağrılarının temel nedenleridir (Milerad ve diğ.,1994; Hagberg, 1981). Olumsuz pozisyonlarda çalışma sürelerinin uzamasıda bu ağrıların artması ile doğrudan ilişkilidir.

3. AMELİYATHANELERİ ŞEKİLLENDİREN ETKENLER

3.1. Ameliyathanelerde Çalışma Sistemi

Ameliyat sisteminin en önemli parçaları hasta ve operatörden sonra, ameliyat takımını oluşturan asistan, hemşire, narkozitör ve diğer teknik elemanlardır. Tüm takım izleme, kontrol ve bilgi aktarımı ile ameliyat odasında ortak algısal, bilişsel, fiziksel, sistemi oluşturarak takım ergonomisi bağlamında çalışırlar. Ameliyat takımı steril ortamda çalışmaktadır. Steril ortamın getirdiği kısıtlamalar çok çeşitli donanımın kısıtlı bir alanda kullanılması, hasta yatağının çevresinde hazır bulundurulması, acil durumlarda gerekli ekipmanın ulaşılabilir yakınlıkta saklanması, özellikle gerekli her türlü donanımın belli işlemler çerçevesinde kullanılması hareket serbestliğini kısıtlamaktadır (Koneczny, 2009).

Takım entegre bir ünite gibi çalışır. Takım elemanları hareketlerini koordine etmek için birbirleri ile sürekli iletişim içinde bulunurlar. Ekranlardan gelen bilgilerin değerlendirilmesi, aletlerin kalibrasyonu, ameliyat sürecinde gerektiğinde röntgen çekimi veya benzeri ölçümlerin yapılması için gerekli donanımın kullanılması ameliyat takımının görevleridir. Takımın bilgi aktarımı, operatörün ameliyat işlemini kontrol edebilmesi için gereklidir (Healey,2009). Bulundukları mekan sınırları sosyal çevre açısından değerlendirilirse her zaman birinin diğerinden kişisel uzaklık sınırları içinde çalıştığı anlaşılmaktadır. Acil durumlarda ise bu sınırlar da aşılmakta ve takım elemanlarının birinin diğerinin özel uzaklık sınırları içinde çalışması gerekmektedir.

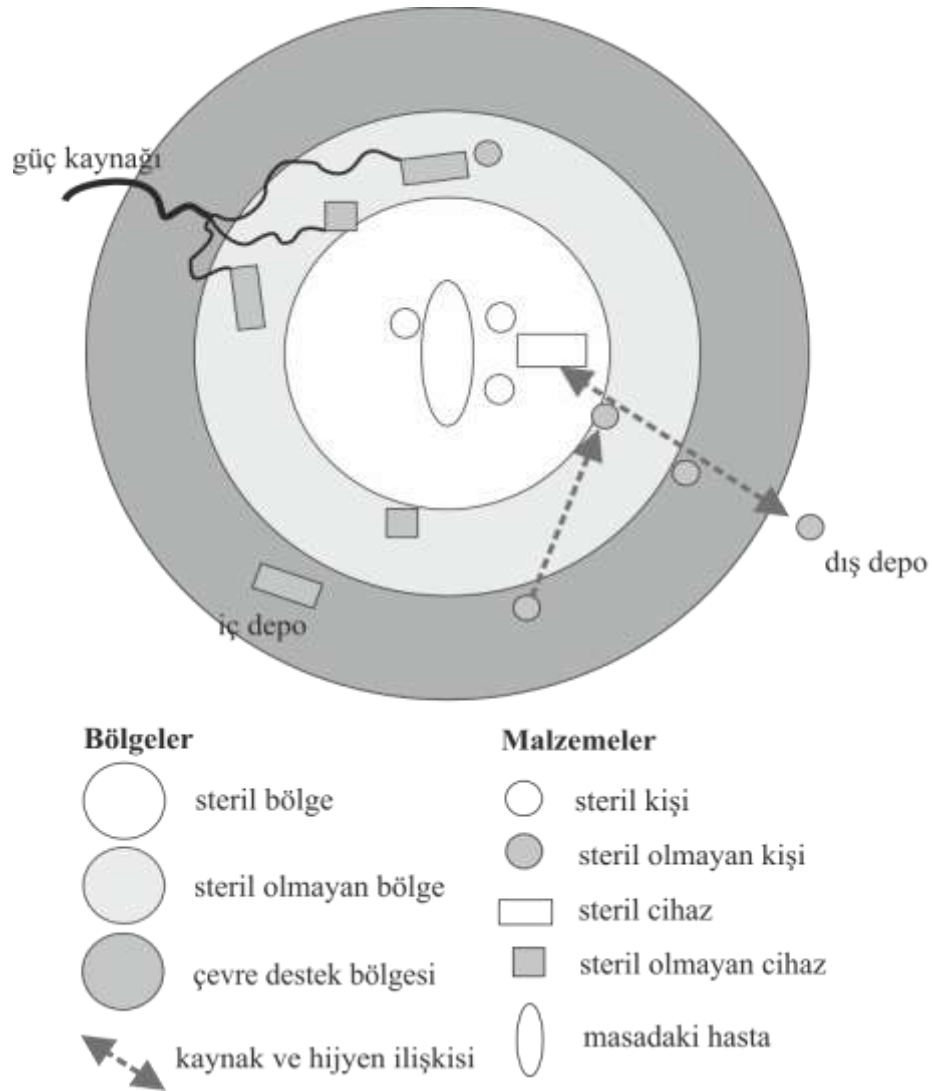
Ameliyatta başarı ve verimlilik operatör, teknik donanım ara yüzü, ameliyat takımı iletişimi, bağlantılar, tertip ve sterilizasyon için değişik koşulları optimize eden düzenlemeyi sağlamakla mümkündür. Ameliyat işleminin yönetimi için gerekli bilgi akışı ise performansın sağlanmasında önemli bir faktördür.

Ameliyathanedeki tasarım ve planlama eksiklikleri takım ergonomisinde ve teknik yapılanmadaki eksiklikler, ameliyat sürecinde ve sonrasında, ameliyat takımının çeşitli zorluklarla ve sağlık sorunları ile karşılaşmasına sebep olabilmektedir.

- Kas iskelet ağırları duruş pozisyonlarından kaynaklanmaktadır.
 - Görüntülerde kalite değişimi teknik yapılanmada ki eksiklerden kaynaklanmaktadır.
 - Kumanda amacıyla kullanılan pedalları bulmakta zorluklar ameliyathanedeki yetersiz düzenleme ve tasarım eksikliklerinden kaynaklanmaktadır.
 - Ameliyat işlemini yönlendiren ekran ve göstergelerin çevresinde dikkat dağıtan hareketlilik çalışma ortamı tasarımı eksikliklerinden veya takım ergonomisi eksikliklerinden kaynaklanmaktadır.
 - Ameliyat odasının içinde iletişimi zorlaştıran insan ve makine kalabalığı takım iletişimindeki problemlerden, yetersiz ameliyat işlemlerinden veya ekran ve gösterge yerleşimlerindeki yetersiz planlamadan kaynaklanmaktadır.
 - Pager, telefon ve konuşmalardan yansıyan gürültü eksik ameliyat işlemleri veya yetersiz çevre düzenlemelerinden kaynaklanmaktadır.
- Gürültü seviyesindeki yükselme ameliyat aşamaları için gerekli konuşma şiddeti sınırlarını geçebilmektedir; takım elemanları gerekli bilgiyi süzmekte zorlanabilmektedir. Ameliyat takımı yoğun ve karmaşık bir çalışma çevresinde optimum başarı için çalışmaktadır (EK A1-A6).

3.2. Ameliyathanelerde Mekan Bölümleri

Ameliyat takımının çalışma alanı iç içe üç bölgeden oluşur (Şekil 3.1) (Healey ve Benn 2009). Merkezdeki bölge tamamen sterilize edilmiştir, donanım ara yüzleri sterildir, ameliyat takımının kıyafetleri sterildir. Yatan hasta, operatör, asistan, ameliyat hemşiresi ve ameliyat gereçlerinin bulunduğu tezgah merkezde bulunur. Merkezin dışındaki kuşak hem steril hem de steril olmayan ara yüzlerin bulunduğu geçiş (steril olmayan) alanıdır. Sterilize edilmiş paketlerde ameliyat gereçleri bu alanda depolanabilir. En dıştaki bölge ise dolaşım alanıdır. Depolara ulaşım, yedek teknik donanım bu bölgede bulunur. Dolaşım hemşireleri anlık gereksinimleri karşılayacak gereçleri operatörlere ameliyat hemşiresi aracılığı ile bu bölgeden ulaştırırlar. Bazı teknik destek üniteleri ise her üç bölgede hareket halinde olabilir (röntgen makinesi).



Şekil 3.1 : Ameliyathanelerde çalışma düzeni (Healey ve Benn, 2009)
a-steril bölge, steril ara yüzler, steril kıyafetli çalışanlar, ameliyat masası
b-steril olmayan bölge, steril olmayan arayüzler ve çalışanlar
c-dolaşım ve destek bölgesi.

3.3.Ameliyat Ekibinin Çalışma Sistemleri

Ameliyat ekibinin optimum çalışma şartlarını ve ameliyat performansını saptamak için operatör, ameliyat takımı ve kullanılan donanımların arayüzleri için gerekli olası seçenekleri anlamak gerekmektedir. Ameliyat takımının fiziksel ve bilişsel etkileşimini, sosyal, teknik çevresel ara yüzlerin etkisini bilmek gerekmektedir.

Ameliyat odasının optimum şekillenmesi için genel kuralları vardır:

-Belirlenmiş bir işlemin çeşitli gerekleri ve şartlarını yerine getiren bir sistemin çalışanlarına kontrol, hareket ve algılama için yeterli serbestliğin verilmesi gereklidir.

-Sistemin kapsamında çalışanların çeşitli girdi, işlem, şart ve durumlara adaptasyon ve uyumları için esneklik sağlanmalıdır.

-Ameliyathane tasarımına çalışanlar açısından bakıldığında ameliyatı yönlendiren ve sorumluluğunu taşıyan operatörün çevresi ile iletişim ve etkileşimi önem kazanmaktadır. İnsan makine ara yüzü operatör açısından değerlendirildiğinde; bilginin değişik zeminlerde dağılım ve yayılımına bağlı olarak değişik seviye ve elemanları ameliyat sisteminin dinamik yapısına bağlı olarak ayarlamak gerekmektedir.

-Kalite, güvenlik, temizlik ve benzeri bütün parametreleri içererek performans sağlamaya çalışırken oluşabilecek kesinti, aksama ve karşı koymalara dayanabilmek için yeterince dirençli ve elastik olmak gereklidir (Healey ve Benn, 2009).

Ameliyat işlemi için gerekli bilgi çeşitli kaynaklardan sağlanır. Bu kaynaklar:

-Makine ara yüzleri hasta anatomisinin izlendiği video monitörleridir.

-Ameliyat takımında bilgi depolamak ve bilgiye ulaşmak için kullanılan araçlar bilgisayarlar ve not kayıtlarıdır.

-Takım elemanları arasındaki sözlü iletişimdir.

Ameliyat takımı algı ve eylem olarak makinelerin göstergelerini düzenleyerek, donanımı kurarak ve ayarlayarak, ameliyata aracılık ederler. Doğrudan veya dolaylı olarak çeşitli durumlarda medya aracılığı ile de iletişim kurarlar. Kameraları hastanın vücudu içinde yönlendirerek ve aletleri tutarak ameliyatın yönetilmesine yardım ederler. Tüm bu ara yüzlerin ve sistemin bir bütün olarak düzenlenmesi ameliyatların başarısını etkilemektedir. Optimum takım çalışması tasarımı için özellikle bazı çevre şartlarının geliştirilmesi gerekmektedir.

-Ameliyat işlemi için gerekli duyuşsal enformasyonun düzenlenmesi gereklidir.

-Takımının hareketlerini operatörün yönetmesinin sağlanması gerekir.

-Operatörün bilişsel yükünün azaltılması gerekir.

-Operatörün göreve bağlı bilişsel işlemleri rahatlatılmalıdır.

-Operatörün algısal ve bilişsel odaklanması artırılmalıdır.

-Ameliyat sürecindeki kesintiler ve gürültüler azaltılmalıdır.

Ameliyat sırasında koordinasyonun artırılması için önceden senaryolaştırılmış konuşmaların kullanılması sağlanabilir ve iş yükünün paylaşılması ortak performansın artırılması için faydalı olabilir (Webster ve Cao, 2006). Uzanma tutma ve kesme işlemlerini iki operatör birlikte uygularsa, bir operatöre göre ameliyat daha başarılı olmaktadır (Zheng, 2007). Operatörün yaptığı işlemle ilgili mekânsal, ardışık, geçici konumlanması, yöntem, form, hassaslık, açıklık ve tamlık, gruplama ve akış konularındaki enformasyon gereksinmesi azaltılabilirse iş yükünün azalacağı anlaşılmaktadır. Ameliyathaneler için mümkün olan en doğru tasarımın çerçevesi yapılacak uygulamanın işlemlerine (ameliyat tipine) bağlı olarak değişmektedir.

3.4. Ameliyathanelerde Mekan ve Donanım Tasarımını Etkileyen Faktörler

Ameliyat girişim bölgesi ile cerrahın kurduğu görsel ve dokunsal arayüz farklılıkları açısından kullanılan ekipmana bağlı olarak temel üç tip ameliyat vardır. Bunlar; açık ameliyatlarda (klasik), mikroskop kullanılan ameliyatlarda (mikro cerrahi), minimal invaziv ameliyatlardır.

Ameliyat teknikleri mekan ve donanım açısından değerlendirildiğinde temel ameliyat tekniği açık ameliyatlarda olarak adlandırılan klasik ameliyatlardır. Cerrah ameliyat masasında yatan hasta ile doğrudan görsel ve dokunsal temas içerisinde. Ameliyat bölgesine erişmek ve görmek için işlem bölgesine doğru bedenini eğerek çalışır (Şekil A.7, A.8).

Mikro cerrahi ameliyatlarında işlem yapılacak bölgesinin insan gözünün yeterli görüşü sağlayamayacağı kadar küçük olması nedeniyle görsel arayüz için mikroskop kullanılmaktadır. Cerrahlar ayakta veya oturarak çalışılarda mikroskopun konumuna bağlı olarak duruş pozisyonlarını ayarlamaktadır. Örnek olarak beyin cerrahisi ve göz ameliyatları gösterilmiştir (Şekil A.4, A.5, A.6).

Yeni tekniklerin kullanımına paralel olarak gelişen sistemler ameliyathaneleri şekillendirmektedir. Çağın gerekleri ve teknolojik gelişmenin sonucu olarak ameliyat tekniklerinde ilerlemeler ve değişiklikler olmaktadır. Giderek daha yoğunlukla

ameliyat enstrümanları ve robotları, anatomik yapıdaki küçük açıklıklardan içeri sokularak yapılmaktadır. Genel olarak bu tür ameliyatlara ‘minimal invaziv’ adı verilmektedir, laparoskopi, endoskopi ve benzeri ameliyatlar da, minimal invaziv ameliyatlardır. Hasta sağlığı açısından olumlu sonuçları olan bu sistemlerin kullanılması sonucunda ameliyat edilen hasta bedeninde açılan açıklıkların küçük olması nedeni ile çok hızlı iyileşebilmektedir (Koneczny ve diğ., 2004).

Bu tekniklerin açık ameliyatlar ile karşılaştırıldığında ameliyat takımının algılamasına ve hareketine kısıtlamalar getirdiği anlaşılmaktadır. Operatörün ameliyat bölgesine doğrudan el ve göz teması sağlaması olanaksızdır. Doğrudan görsel iletişim kesilmesi sonucu algı ve etki ile tepki arasındaki ilişki kopmaktadır.

Robot kullanılan ameliyatlarda ameliyat takımının görev dağılımı daha farklı düzenlemeler gerektirir. Bu tür ameliyatlarda operatör kısıtlı bir bölgede, robot kumandasına yoğunlaşmış olarak çalışır; ameliyat odasındaki diğer işlem ve kontroller ve gerekli bilgi akışı takımın diğer elemanları tarafından yapılır. Operatör ameliyat sürecinde koşulların düzenlenmesi ve geliştirilmesinde, ameliyat takımının iletişimi ve aracılığında oluşturulan ortak akıl bağlamında çalışır (Cao ve Taylor, 2004 in Healey ve Benn, 2009).

‘Minimal invaziv’ ameliyatlarda operatör ameliyat bölgesinden aldığı doğrudan geri bildirimlerle değil, laproskopi veya endoskopi araçlarından gelen görüntüler aracılığı ile ameliyat işlemini yürütür. Hastanın bedeni içerisine gönderilen kameradan gelen iki boyutlu verileri üç boyutlu olarak algılamak gerekmektedir. Bu kısıtlama müdahale edilecek bölge ile ilgili verileri fakirleştirmektedir. Operatör üç boyutlu dünyaya iki boyutlu pencereden bakmaktadır (Şekil A.1, A.2).

Algı ve tepki arasındaki bağın kopması sonucu dolaylı görüntü ara yüzünün gereklerine bağlı olarak operatörün hareketlerinin duysal kontrolünü yeniden kalibre etmesi gerekmektedir (Pennel ve diğ., 2002 in Healey ve Benn, 2009). Operatör kalibrasyonunu her yeni işleme geçtiğinde tutma, emme, kesip çıkarmak gibi yeniden ayarlamak zorunda kalmaktadır. Bu sistemde operatörün çift çalışma ortamı vardır ve dikkatinin dağılmasına sebep olabilir; kendisi ameliyatı yönetmenin yanı sıra, duysal düzen ile teknolojik ara yüzü konfigüre etmeye çalışmaktadır. Ameliyat takımının diğer elemanları da bilgi aktarımında çok önemli görevler

üstlenmektedir. Bu tür ameliyatlarda, geleneksel açık ameliyatlara oranla iş yükü ve sorumluluğu takım elemanları tarafından daha çok üstlenilir.

Minimal invaziv ameliyatlarda operatörün tüm ameliyat aşamalarında verileri değerlendirme ve işleme geçirme konusunda oluşan algısal eksikliklerini takımın diğer elemanları doldurarak, bilgi akışında bir tampon bölge oluşturmaktadırlar. Ameliyat süresince operatör ve takımının çalışmasının özellikle minimal invaziv ameliyatlarda her iki, üç dakikada bir kesintiye uğradığı gözlenmiştir.

Kesintilerin nedeni teknik donanım bağımlılığından doğan problemler ve bunlara bağlı karmaşıklıklardır. Kesintiler süresince operatör hasta üzerinde yaptığı işleme ara vermekte ve takımın diğer elemanlarına da bu süre boyunca daha çok ihtiyaç duymaktadır.

Kesintiler ameliyatın genel sürecini etkilemektedir. Yedekteki teknik gereçleri sağlamak amacıyla hemşirelerin steril alanın dışına çıkması gerekebilmektedir.

Kullanılan ekipmanların ince ve uzun olması, ameliyat süresince operatörlerin sıra dışı duruş pozisyonlarında mesnet etkisi yaratarak, sistemi yönlendirmeye çalışmalarına sebep olmaktadır ve operatörün dokunma ve kuvvet geri bildiriminde eksilme olmaktadır (Healey ve diğ., 2009).

Yeni sistemler geliştirirken öncelikle operasyon işlemini hızlandırmak ve geliştirmek için tasarımlar yapılmaktadır. Sistemlerin tasarım prensipleri önem sırasına göre sıralanınca, kullanım kolaylığı prensibinin önem sırasının değiştiği eski ara yüzlerin laparoskopi enstrümanlarının kulpları gibi yeni tekniklere uydurulduğu gözlenmektedir.

Minimal invaziv ameliyatların açık ameliyatlara oranla gittikçe daha fazla yapıldığı ve gelecekte bu sayının daha çok artacağı anlaşılmaktadır (Çizelge C.1, C.2, Cerrahpaşa ameliyat çizelgeleri).

3.5. Cerrahların Duruş Pozisyonları

Cerrahların ameliyat yaparken bulundukları duruş pozisyonları statik duruşlardır. Öne eğilmiş sırt ve baş, bükülmüş beden, ameliyatlarda operatörlerin karakteristik pozisyonlarıdır. Klasik ameliyatlarda cerrahlar ameliyat bölgesine erişebilmek için hastanın üzerine doğru, öne eğilerek çalışmaktadırlar. Öne eğilme sırasında,

operatörün bedeninde, dengede kalabilmek için kas aktivitesi artmaktadır. Klasik ameliyatlarda operatörler omuzlarında, boyunlarında ve sırtlarının alt kısımlarında acı ve sertleşme hissettiklerini açıklamışlardır (Mirbod ve diğ.,1995).

Ameliyathanelerde masa yüksekliği, monitörün yerleştirilmesi, el ile yönetilen aletlerin kulp tasarımları, ayak ile kumanda edilen pedallar ve benzeri elemanlar, ameliyat takımında fiziksel rahatsızlıklara sebep olabilmektedir (Van Veelen, 2003).

Operatörlerin antropometrik boyutları, oturma yükseklikleri, dirsek ve göz yükseklikleri, bacak ve kol boyları birbirlerine göre farklılıklar göstermektedir. Ameliyat ekibinde yer alan asistanların antropometrik boyutları operatörün boyutlarından çok farklı olabilmektedir, operatörün boyuna göre ayarlanmış masa yüksekliği asistanları zorlayabilmektedir.

Teknolojinin gelişimi ile paralel olarak gelişen endovasküler ve laporoskopik işlemler, (genel anlamda minimal invaziv ameliyatlar) klasik açık ameliyatların yerini almaktadır, bu değişiklik yeni tekniklere uygun ergonomik tasarımları gerekli kılmaktadır. Laporoskopik ameliyatlarda kullanılan mobilya ve donanımların adetleri açık ameliyatlara oranla daha fazladır. Bu artış teknolojiye bağımlılığın arttığını ve ameliyathanelerin kalabalıklaştığını göstermektedir. Laporoskopik ameliyatlarda açık ameliyatlara oranla daha uzun enstrümanlar kullanılmaktadır, dolayısı ile operatörlerin el yüksekliği ile ameliyat masası ilişkisi değişmektedir (Berquer ve diğ., 2002).

Ameliyatların tiplerine bağlı olarak operatörlerin iş yükü de çeşitlilik göstermektedir. Minimal invaziv ameliyatlarda operatörün çok iyi el-göz koordinasyonuna sahip olması gerekmektedir (Berquer ve diğ., 1997) Laporoskopik ameliyatlarda cerrahın hareketsiz ve uzun süreli aynı pozisyonda, omuzlar dışa dönük, ayakta durarak çalışılması gerekmektedir. Flüoroskopi yardımı ile endovasküler girişimler yapan operatörlerin 5-7 kg ağırlığında kurşun önlük taşımaları gerekmektedir (Kuornika ve diğ., 1987). İdrar yollarında ki hastalıklı dokuların kesilip çıkarılması için yapılan (transurethral resection) endoskopik ameliyatlarda operatörün 1-1,5 saat süresince pozisyonunu sabitlemesi ve endoskop kullanması gerekmektedir. Bu işlem adalelerde uzun süreli statik yük oluşturmaktadır (Luttman ve diğ., 1996).

3.5.1.Ameliyathanelerde çalışan cerrahların mesleğe bağlı kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarını saptamak amacıyla yapılmış çalışmalar

Mesleğe bağlı rahatsızlıkların saptanabilmesi için operatörler ile yapılmış yerli ve yabancı anket çalışmaları bulunmaktadır.

3.5.1.1. Hong Kong’da genel cerrahlar arasında yapılan anket çalışması

Kuorinka ve diğerleri tarafından geliştirilmiş olan anket (NMQ Nordic Musculoskeletal Questionary) temel alınmıştır (Kuorinka,1987). 500 cerraha eposta yollanmış ve 135 cerrahtan cevap alınmıştır. Cevap verme oranı %27 (Grace ve diğ., 2009). Sorular demografik özellikler, iş yükü, ergonomi, psiko sosyal faktörleri kapsamaktadır. Sonuçlar yaygın olarak mesleğe bağlı kas-iskelet rahatsızlıkları belirtileri göstermektedir. Rahatsızlıklar esas olarak boyunda (% 82.9), sırtın alt bölgesinde (% 68.1), omuzlarda (% 57.8) ve sırtın üst bölgesinde (% 52.6) saptanmıştır.

Sürekli statik ve biçimsiz duruş pozisyonunun, boyunda rastlanan semptomların en önemli nedeni olduğu ankete cevap verenlerin % 88.9 tarafından saptanmıştır.

Genel olarak operatörlerin bedensel rahatsızlıklarının kaynakları öncelikle uzun süreli statik duruş ve biçimsiz duruş pozisyonlarıdır. %88.9. Aşırı güç tatbikatı %44, tekrarlana hareketler %37, olarak tespit edilmiştir. Bölgesel açıdan ise en çok rahatsız olan yerler boyun, omuzlar, ve özellikle üst ve alt sırt bölgeleridir. Dört çeşit ameliyat en çok yapılan ameliyatlar olarak saptanmıştır. Bu ameliyatlar: açık (klasik), laparoskopik, endovasküler ve endouroloji olarak belirtilmiştir . Açık ameliyatların oranı diğer ameliyatların toplamından daha fazladır (Grace ve diğ., 2009).

3.5.1.2. Avrupa’da minimal invaziv ameliyat yapan cerrahlar için anket çalışması

Endoskopik Ameliyatlar için Avrupa Birliği (EAES European Association for Endoscopic Surgery) ve Delft Teknik Üniversitesi(Delft University of Technology) işbirliği ile ergonomi prensiplerinin hangi oranda uygulanabildiğini anlamak amacıyla 1292 cerrah ve stajyer hekime eposta ile gönderilen anket formları %22 oranında cevaplandırılmıştır (Wauben ve diğ., 2006). Sorular ile üç konunun anlaşılmasına çalışılmıştır.

- 1- Cerrahların ergonomi prensipleri konusundaki farkındalıklarını öğrenmek.
- 2- Bu prensiplerin minimal invaziv ameliyatlarda hangi oranda uygulandığını anlamak.
- 3- Cerrahların fiziksel yakınmaları ile kullandıkları ekipmanlar arasında nasıl bir ilişki kurduklarını öğrenmek.

Anket sonuçları, masa ve monitör yüksekliği ve konumunun, cerrahların boyun ve omuzlarında rahatsızlıklara sebep olduğunu ispatlamıştır. %77 oranında cerrah ameliyat masasının uygun yükseklikte olmadığını, elindeki enstrümanları kullanabilmesi için omuzlarını kaldırması gerektiğini belirtmiştir. %70 oranında cerrah monitör yüksekliğinin boyun bölgesinde rahatsızlıklara neden olduğunu belirtmiştir. %53 oranında cerrah, ayak pedallarının görsel kontrol imkânı olmadığı için kaybolabildiğini belirtmişlerdir. Cerrahlar ayakta ameliyat yaparken, ayak pedalını kullanırken denge sağlama problemi yaşadıklarını belirtmişlerdir.

Sonuç olarak minimal invaziv ameliyatlarda ki statik duruş pozisyonunun adale hasarlarına %88 oranında sebep olduğu belirtmişlerdir. Ameliyat yapan cerrahlar %80 boyun, omuz ve sırt bölgelerinde yakınmaları olduğunu belirtmişlerdir.

3.5.1.3. Ankara’da 2001 tarihinde 2. Ulusal Sağlık çalışanlarının Sağlığı kongresinde sunulan bir çalışma

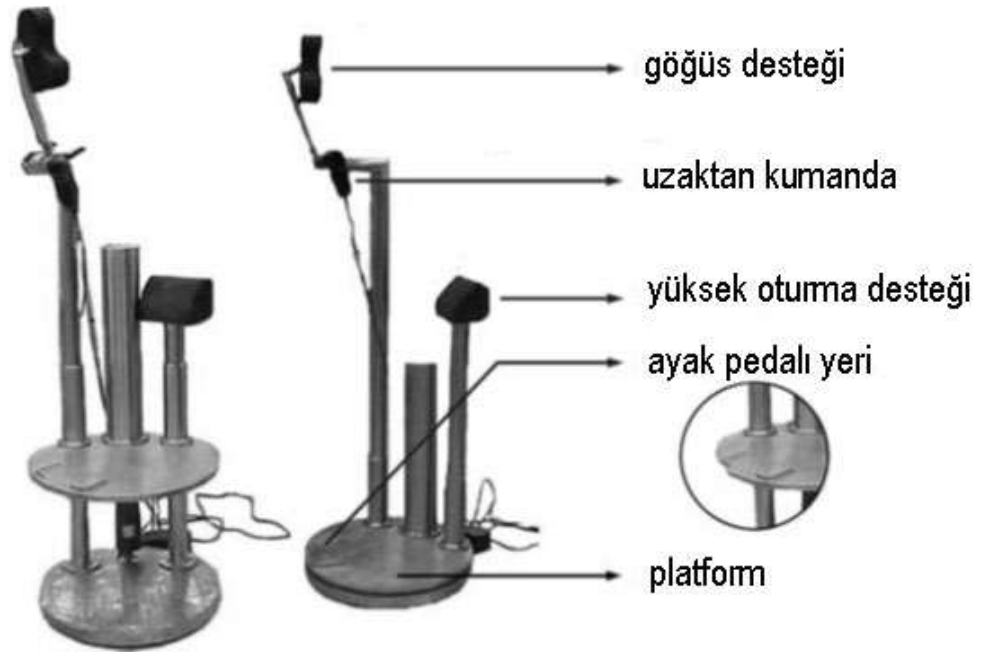
54 adedi cerrah olan, toplam 123 hekim tarafından cevaplanan bir anket çalışması sunulmuştur (Büker,2006). Çalışmaya katılan hekimlerin % 33’ünde kas-iskelet problemine rastlanmıştır. En fazla kas-iskelet problemi olan gruplar sırasıyla genel cerrahlar %17, beyin cerrahları %15, çocuk hastalıkları uzmanlarıdır %10 dur.

3.5.2. Ameliyathaneler için son on yıl içerisinde yapılmış ergonomik tasarım uygulamalarından örnekler

Medikal teknolojinin, operatörler üzerindeki negatif ergonomik etkilerini azaltmak ve ameliyat odasının verimliliğini arttırmak için yapılmış çeşitli tasarım çalışmaları incelenmiştir.

3.5.2.1. Öne eğilerek çalışan operatörlerin, eğilmiş durumda iken bedenlerinin üst kısmını desteklemek amacıyla yapılmış ve prototipi üretilmiş göğüs desteği:

Ameliyat sürecinde öne eğilerek biçimsiz duruş pozisyonunda çalışan operatörlerin kullanması amacıyla tasarlanmıştır. Yarı oturur pozisyonda çalışabilmesi için, yüksekliği ayarlanabilen bir platform üzerine yerleştirilmiş oturma elemanı ve göğüs desteği elemanından oluşmaktadır. Öne eğilerek çalışma sonucu alt sırt bölgesinde oluşan adale hareketlerini azaltmak ve çalışma yüksekliği ayarlama problemlerini çözmek amacıyla tasarlanmıştır (Şekil 3.2, C.7) (Albayrak ve diğ.,2007).



Şekil 3.2 : Cerrahlar için tasarlanmış göğüs desteği (Albayrak, 2007).

3.5.2.2. Laporoskopik ameliyatlarda operatörlerin bedeninde oluşan statik yükün değerlendirilmesi ve statik yükü azaltmak için, ameliyat süresince kullanılan ekranın en ideal konumunu saptamak için yapılmış çalışmalar

Laparoskopik işlemlerde ergonomiyi desteklemeyen ameliyat enstrümanları kullanılmaktadır ve cerrahları biçimsiz duruş pozisyonlarında kalmaya zorlamaktadır. Ameliyat girişimi sürerken, aynı süreçte ekrana bakarak izlemek ve pedal kullanmak gerekmektedir. Ekranı en uygun konuma getirebilmek için gözlem ve değerlendirme yapılmıştır (Vereczkei ve diğ.,2004).

Ölçme ve değerlendirme amacıyla PCMAN bilgisayar yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım sayesinde, cerrahın duruş pozisyonları sırasında, kas-iskelet sisteminde oluşan açılar ölçmek ve kıyaslamak mümkün olmuştur. Birbirine 90 derece açı ile yerleştirilen kameralardan alınan veriler bilgisayar yazılımında işlenmiştir. Ekranın en uygun konumu için (yeni kullanılmakta olan) askı sistemi önerilmiş ve ekran sayılarının arttırılması gerektiği çok sayıda ekranın kullanılması gerektiği anlaşılmıştır.

3.5.2.3. Prematüre bebeklere uygulanan ‘Laser Photocagulation’ süresince operatörün duruş bozukluğunu azaltmak ve oturarak ameliyat yapmasını sağlamak amacıyla geliştirilmiş hasta bebek ameliyat yatağı

Bu ameliyatlarda göz retinasına her yönden ulaşabilmek ve başında taşıdığı başlıktan laser ışını yollayabilmek için, cerrahların ileri geri sürekli hareket etmesi ve bebeğin çevresinde dolaşması, eğilerek çalışması gerekmektedir. Bu işlemleri yaparken ayak pedalı kullanması da gerekmektedir. Bu işlemler operasyon süresinin gereğinden fazla uzamasına neden olmakta, bebeğin uzun süre anestezi altında kalmasına neden olmaktadır (Ryland ve diğ., 2010).

Yeni geliştirilen yatak, üzerinde bebek ile birlikte döndürülebilmekte, cerrahın ayakta dolaşmasına gerek kalmamakta, pedalları rahat kullanabilmekte ve eğilerek çalışması gerekmemektedir. Bu tasarımın geliştirilme aşamasından önce kalitatif saptamalar için anket (NMQ Nordic Musculoskeletal Questionary) denetleme listeleri (NIOSH National Institute of Occupational Safety and Health Checklist), (ERF-LTN Ergonomic Risk Factors of Leg Trunk and Leg) kullanılmıştır. Kantitatif değerlendirmeler için ergonomik risk ve hasar değerlendirme (OWAS Ovako Working Posture Analysis) metodu kullanılmıştır.

3.5.2.4. Ameliyat sırasında kullanılan aletlerin kulp yüksekliklerinin, operatörün dirsek yüksekliğini karşılaması amacıyla operasyon masası ideal yüksekliğinin saptanması

Laparoskopik ameliyatlarda açık ameliyatlara oranla el ile kumanda edilen donanımlar açısından daha uzun enstrümanlar kullanılmaktadır. Cerrahın elleri ile girişim yaptığı bölge açık ameliyatlardaki gibi birbirine yakın değildir. Cerrahın ellerinin yüksekliği ile ameliyat masası yüksekliği, açık ameliyatlardakinden daha

farklı olmaktadır (Murrell, 1971). Görsel arayüz olarak monitör kullanılmaktadır. Cerrah girişimde bulunduğu organları monitörden izlemektedir.

3.6. Minimal İnvaziv Ameliyatlarda Cerrahin Duruş Pozisyonu

Laparoskopik ameliyatlarda operatörün ameliyat boyunca kollarını yatay pozisyonda tutması gerekmektedir. Kolların omuzlarda ve belde yarattığı moment etkisi kolların bedenden uzaklaştığı omuz açısının artışı ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Dirsek açılarının 90-120 olduğu dikiş işlemi durumunda kolların yatay tutulması adaleler açısından çok yorucu değildir, fakat bu durum dışındaki tüm statik pozisyonlar; rahatsızlıklara, adalelerde ağrı ve kramplara neden olmaktadır (Supe, 2010).

Laparoskopik ameliyatlarda kullanılan enstrümanların kulpları genellikle ameliyat makaslarından gelen halka kulplardır. Bu kulplar parmaklarda bölgesel basınç alanları yaratmakta ve sinir uyarılarına neden olmaktadır. Kulpların açısı elin pozisyonunu etkilemektedir. Enstrümanın şaftına göre aksiyal olan kulplar bileğin ulnar deviasyonu ile tutulur. Bu tutuş artan acı ve kramplara neden olabilir.

Açılı kulplar bilekte radyal deviasyon gerektirir enstrümanın rotasyonu elin rotasyonu ile sağlanamaz çünkü enstrümanın aksı ön kolun rotasyon aksı ile doğru uzantıda değildir. Aletin basit rotasyonunun sağlanması için, tüm kolun omuz ekleminde hareketi gereklidir. Alan kısıtlı olduğu için geniş kol hareketleri yapmak genellikle mümkün olamamaktadır (Supe, 2010).

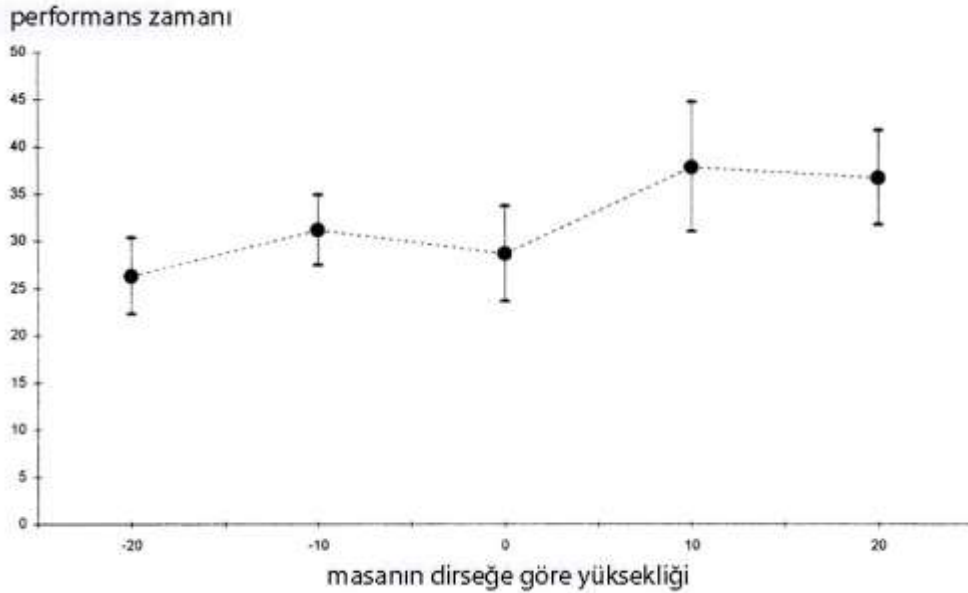
Ameliyat sürecinde operatörün ameliyat bölgesinin video görüntüsünü monitörden izlemesi gerekmektedir. Monitörün konumu ve yüksekliği operatörün boyun bölgesinin pozisyonunu biçimlendirmekte ve dolaylı olarak göz-el koordinasyonunu doğrudan etkilemektedir (Marcos, 2006) (Vereczkei 2004).

Minimal invaziv ameliyatlarda takımın diğer elemanları ameliyat sorumluluklarını paylaşmakla birlikte statik fonksiyonlarla kısıtlanmışlardır. ameliyat sürecindeki tüm işlemleri operatör yapmaktadır. Gerekli durumlarda kullanılan yan donanımları (ultrasonic scalpel, ultrasound dissector, argon beamer) harekete geçirmekte de operatörün görevlerindendir. İşlemler için gerekli donanımları kumanda ederken, aynı sırada ayak pedallarını kullanarak aletlerin devreye girip çıkmasını sağlamaktadır. Operatörler pedalları kullanabilmek için tek ayak üzerinde durmak zorunda kalmaktadır. Bu durum operatör üzerinde fiziksel zorlanmaya neden

olmakta ve aletlerin hatasız kullanımı için yoğun konsantrasyon gerektirmektedir. Boyu ortalamanın altında ki operatörlerin ameliyat yaparken üzerinde durdukları platformlar, yeterli yer olmadığı için ayak pedallarının kullanımı sırasında sıkışık zemin yaratmaktadır.

Ameliyat masalarının yüksekliği ameliyat tipine göre ayarlanabilmektedir (Şekil C1, C2). Minimal invaziv ameliyatlarda kullanılan uzun aletleri ameliyat ekibini yöneten cerrah kullandığı için (Şekil C3, C4, C.5, C.6), masaların yükseklik ayarları ameliyat ekibindeki diğer cerrah ve hemşirelere göre yapılırsa laparoskopik yapan doktorun rahat duruş pozisyonunda kalmasına imkan vermemektedir. Bu durum pratikte iki değişik sonuç doğurmaktadır. Kollar omuz seviyesinde ileri uzatılarak çalışıldığı için omuz ağrılarına neden olmakta, uzun şaftlı laparoskopik aletler ile ön kol arasında açı oluşmakta ve bileğin aşırı bükülmesi gerekmektedir.

Ameliyat masası yüksekliğinin ameliyat süresine olan etkisi 'Berquer' tarafından gösterilmiştir (Şekil 3.3). 21 cerrah tarafından laparoskopik makas ile yapılan kesme işleminin değişik masa yüksekliklerindeki performans zamanı ölçülmüştür. Laparoskopik ameliyatları için masa yüksekliğinin dirsek seviyesi veya altında ayarlanmasının uygun olduğu gösterilmiştir.

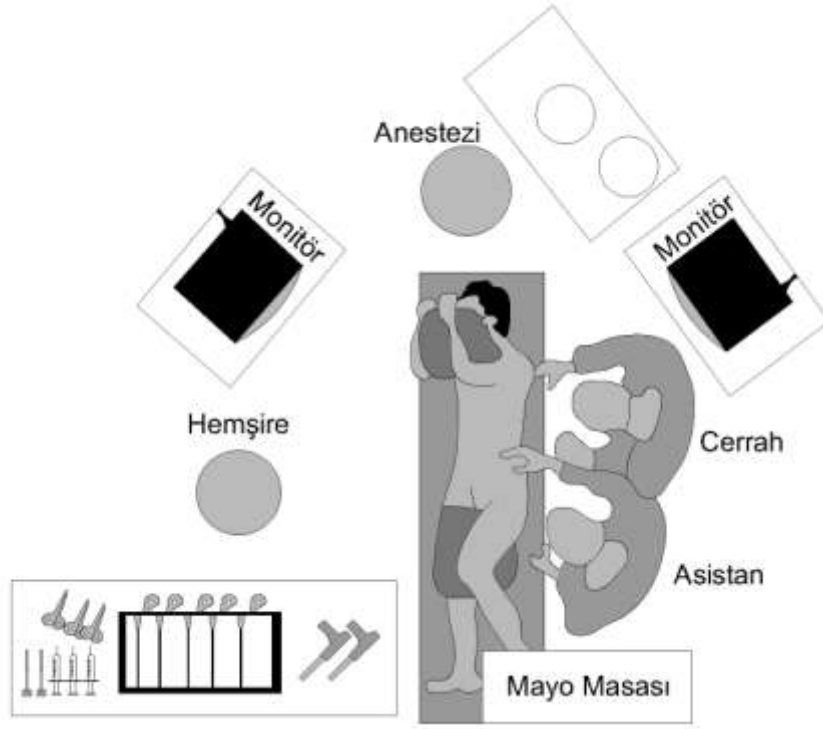


Şekil 3.3 : Masa yüksekliğinin performans zamanına etkisi (Berquer., 2002).

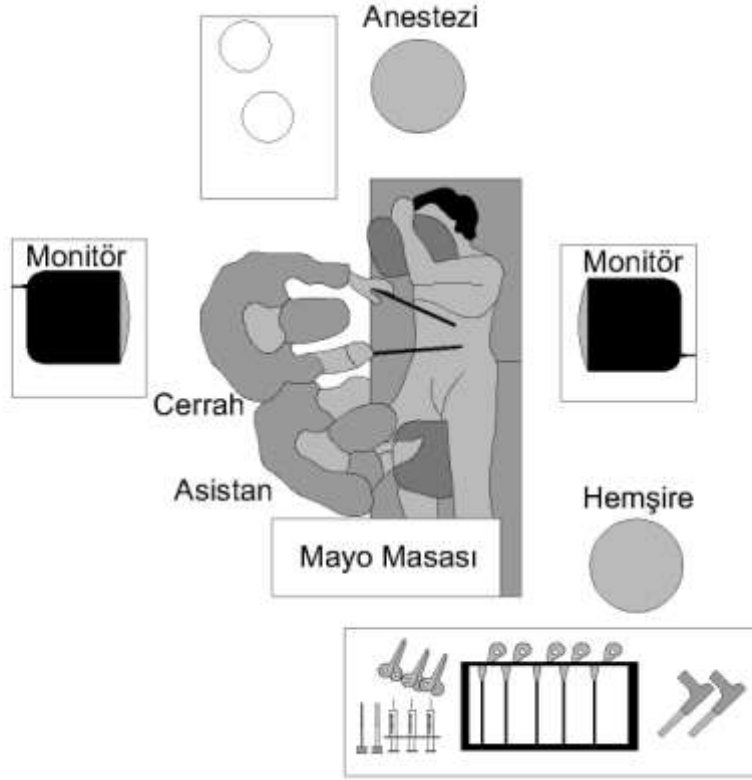
Laparoskopi tekniği ile yapılan ameliyatlar açık ameliyatlar ile karşılaştırıldığında hastaların daha çabuk iyileştikleri bilinmektedir. Hastanede kalma süreleri

daha kısa olmakta fakat ortalama ameliyat süreleri açık ameliyatlara kıyasla daha uzun sürmektedir. Cerrahın çalışma süresi ve içinde bulundukları duruş pozisyonu süresi artmaktadır. (Kuhry.E., 2004) (Sauerland. S., 2008).

Laparoskopi tekniği kullanılarak yapılan üroloji ameliyatlarında ameliyathane düzeni gösterilmiştir (Şekil 3.4, 3.5) (Gülpınar, 2010).



Şekil 3.4 : Retroperitoneal laparoskopik cerrahide ameliyathane yerleşimi (Gülpınar,2010).



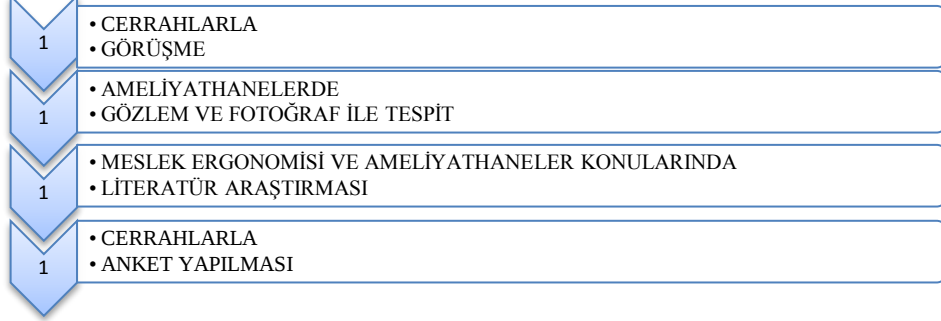
Şekil 3.5 : Transperitoneal laparoskopik cerrahide ameliyathane yerleşimi (Gürpınar,2010).

4. TEZİN METODU

Tez çalışmasında genel çerçevede deneysel bir yöntem izlenmiştir. Genel olarak dört aşamadan oluşmaktadır, her aşama kendi içinde işlevler ve kararlar barındırmaktadır (Şekil 4.1).

1.AŞAMA:

İşlevler

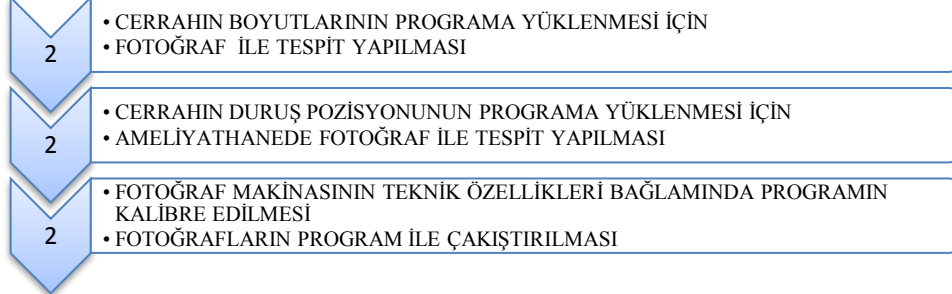


Kararlar



2.AŞAMA:

İşlevler



Kararlar

Şekil 4.1 : Tezin aşamalarını gösteren akış diagramı.

- BİLGİSAYAR PROGRAMINDAN ALINAN
- VERİLERİN ANALİZİ

- CERRAH DESTEK ÜNİTESİ İÇİN
- TASARIM PRENSİPLERİNİN BELİRLENMESİ

- CERRAH DESTEK ÜNİTESİ İÇİN
- TASARIM ÖNERİLERİ GELİŞTİRİLMESİ

3. AŞAMA:

İşlevler

3

- ATÖLYEDE
- PROTOTİP ÜRETİLMESİ

3

- HASTANEDE VE KISA BİR SÜRE AMELİYATHANEDE
- PROTOTİPİN CERRAHLAR TARAFINDAN DENENMESİ

3

- DENEME YAPAN CERRAHLARDAN
- GERİ BİLDİRİMLERİN ALINMASI

Kararlar

- CERRAHLARIN GERİ BİLDİRİMLERİ VE YENİ GÖZLEMLER TEMEL ALINARAK
- CERRAH DESTEK ÜNİTESİ TASARIMININ GELİŞTİRİLMESİ

4. AŞAMA:

İşlevler

4

- ATÖLYEDE
- YENİ TASARIM ÖNERİLERİNE GÖRE PROTOTİPİN GELİŞTİRİLMESİ

4

- HASTANEDE
- YENİ PROTOTİPİN CERRAHLAR TARAFINDAN DENENMESİ

4

- CERRAHLARDAN
- SON GERİ BİLDİRİMLERİN ALINMASI

Kararlar

- GERİ BİLDİRİMLERİN VE BULGULARIN
- ANALİZİNİN YAPILMASI

- SON TASARIM ÖNERİLERİNİN YAPILMASI

Şekil 4.1 : (devam) Tezin aşamalarını gösteren akış diagramı.

4.1 Gözlem ve Saptama

Tez çalışmasının başında güncel durumu anlamak, ameliyat yapan cerrahların sakıncalı duruş pozisyonları nedeniyle yaşadığı rahatsızlıkları öğrenmek için cerrahlar ile görüşmeler yapılmış, ameliyathanelerde fotoğraf ile gözlem ve tespit yapılmıştır.

İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde cerrahların ve ameliyat takımı çalışanlarının rahatsızlıklarının saptanması için çalışma sürecinde fotoğrafları çekilmiştir (Şekil A.3- Şekil A.7).

Bu kapsamda genel cerrahide laparoskopi, beyin cerrahisi ve göz cerrahisi ameliyathanelerinde fotoğrafla tespit yapıp, statik duruş pozisyonu incelemesine kaynak olacak veriler araştırılmıştır. Ameliyathane düzeni bağlamında sürekli merkez steril bölümünde çalıştıkları için ameliyat ekibi elemanları olarak cerrah, asistan cerrah ve ameliyat hemşiresi temel alınmıştır. Anestezi doktorları ve teknik elemanlar diğer ekip elemanları ile sürekli yan yana bulunmadıkları için, temel ameliyat takımı elemanları olarak değerlendirilmemişlerdir.

Ameliyat ekibindekilerle yapılan ön görüşmelerde, ekip elemanlarının rahatsız statik duruş pozisyonlarından yakındıkları sırt, boyun ve kollarda adale ağrıları hissettikleri tespit edilmiştir.

Ameliyatlardaki çeşitlilik nedeniyle araştırmayı tüm cerrahi alanlarda derinleştirmenin mümkün olmadığı anlaşılmıştır. Tüm cerrahi dallarını kapsayan bir araştırmanın yüzeysel olacağına karar verilerek sınırlandırma yapılmasına karar verilmiştir.

Bu aşamada araştırmanın konusu olacak ameliyat dalını seçebilmek için en çok hangi dalda ameliyat yapıldığını öğrenmek amacıyla İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesinde ameliyat kayıtları incelenmiştir. Alınan veriler ışığında, genel cerrahi ameliyatlarının sayısının en yüksek ve kendisinin en yakın takipçisi olan cerrahi dalının iki katı olduğu anlaşılmıştır (Çizelge C.1, C.2). Bu nedenlerle genel cerrahi işlemlerinin incelenmesine karar verilmiştir.

4.2 Duruş Pozisyonu Ölçme ve Analizi İçin Metot Seçimi

Duruş pozisyonlarını ergonomi açısından ölçmek ve değerlendirebilmek için kalitatif ve kantitatif yöntemler araştırılmıştır.

Bilimsel yaklaşımlarla ergonomi kapsamındaki riskleri öngörmek, objektif kriterlere dayalı sistematik bilgi kısıtlı olduğu için, tam olarak mümkün olmamaktadır. Stratejik ölçümler çalışanların subjektif davranış faktörleri nedeniyle belirsizleşmektedir (Vanwonderghem,2009).

Kişiler sonuçta oluşan hasar veya hastalıklar ile belirtiler olarak hissettikleri arasında bir bağlantı kuramasa da, nerede ise tüm rahatsızlıklarda bütün objektif olguların öncesinde yakınmalar olduğu için, subjektif saptama yapmak gerekmektedir. Güvenilir bir süreç formüle edebilmek için subjektif yaklaşımları dikkate almak gerekir (Cushman, 1991).

4.2.1 Anket

Çalışanların çalıştıkları çevre, yaptıkları iş ve çalışma pozisyonları ile ilgili geri bildirimleri almak varsa rahatsızlıklarını öğrenmek için ölçme ve değerlendirme aşamasına öncelikle subjektif ve kalitatif ölçüm sağlayan anket çalışması ile başlanmıştır.

Rahatsızlıkların hangi duruş pozisyonlarında oluştuğunu saptamak için anket düzenlenmiştir. Cerrahlara verilmek üzere anket soruları hazırlanmıştır (Çizelge E.2, E.3). Genel cerrahi kapsamındaki; hangi tip ameliyatlarda ve vücutlarının hangi bölgesinde en çok rahatsızlık yaşandıkları saptanmaya çalışılmıştır. Anket sonuç bulguları (Çizelge 5.1) grafikte ve tam döküm olarak tablo ile gösterilmiştir (Çizelge E.1).

Anketin amacı, cerrahların yaptıkları ameliyatlarda süresince içinde bulundukları duruş pozisyonuna bağlı kas iskelet sisteminde hissettikleri yorgunluğun en çok hangi duruş pozisyonunda, bedenin hangi bölgesinde ve hangi tip ameliyatlarda karşılaştıklarının saptanmasıdır. Operatörlerin kısıtlı zamanları dikkate alınarak, en az sayıda soru-cevap ile en çok bilginin toplanması amaçlanmıştır. Ankete elden kağıt üzerinde ve internet üzerinden cevap verme imkanı sağlanmıştır.

Ankete katılanlara sorulmak amacıyla temel olarak 5 grup soru hazırlanmıştır.

1- Ankete katılanlar ile ilgili demografik bilgi sorulmuştur.

2- Hangi tip ameliyatı hangi oranda yaptığı sorulmuştur.

3- Ameliyat süresince hangi tip pozisyonda hangi oranda kaldığı belirlenmeye çalışılmıştır.

4- Uzun süreli duruş pozisyonu bozukluğunun veya kullanılan aletlerin kas- iskelet sistemine yaptığı etkiler, varsa kalıcı olanlar öğrenilmeye çalışılmıştır.

5- Ameliyat süresinde veya sonrasında varsa vücutta oluşan yorgunluğun ve ağrıların bölgeleri ve şiddetleri açısından değerlendirme yapmalarına çalışılmıştır.

Anket çalışmasında ki soru ve cevapların hazırlanması için; NMQ- Nordic Musculoskeletal Questionnaire çalışması dikkate alınmıştır ve benzer anket çalışmaları incelenmiştir (Grace ve diğ., 2009), (Wauben ve diğ., 2006), (Dickenson ve diğ., 1992).

NMQ kas iskelet sistemindeki düzensizlikleri ve risk oranlarını saptamak amacıyla geliştirilmiş bir ankettir. Ankete katılanlara ağrı, acı, veya rahatsızlıkları olup olmadığı, eğer varsa bedenin 9 bölgesinden hangilerinde olduğu sorumaktadır. Bu bölgeler boyun, omuzlar, üst sırt, dirsekler, alt sırt, bilek ve eller, kalça ve baldırlar, dizler, ayak bilekleri ve ayaklardır.

Anket çalışmasının ilk aşamasında internetten bir link ile ulaşılacak şekilde düzenleme yapıp İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Genel Cerrahi bölümü cerrahlarına eposta ile ulaşılmaya çalışılmıştır. Bu yöntemle sadece bir cerrahın anketi doldurması sağlanabilmiştir. (Çizelge E.2) Anketin ikinci aşamasında, Marmara Üniversitesi Hastanesi Cerrahlarından 5 kişinin özel epostalarına anket linki gönderilerek ankete katılmaları sağlanmıştır. Anketin 3. Aşamasında İstanbul da ki bir özel hastanenin cerrahlarına elden ulaştırılan anket formları ile 17 cerrahın ankete katılması sağlanmıştır. (Çizelge E.3) Toplam 23 adet anket formu cevaplandırılmıştır.(Çizelge E.1) Ankete katılan cerrahların hepsi erkektir. Sadece erkek cerrahlara ulaşma kaygısı olmamıştır.

Anket çalışmasından alınan sonuçları karşılaştırmak amacıyla benzer uluslararası örnekler incelenmiş ve literatür çalışması bölümlerinde gösterilmiştir (3.5.1.).

4.2.2. Objektif ve kantitatif metotlar

Sübjektif değerlendirme aşamasından sonra bilimsel saptamalar yapabilmek için objektif ve kantitatif, ölçme ve değerlendirme yöntemleri araştırılmıştır.

Çalışma sırasında oluşan statik yükün ve duruş pozisyonunun kantitatif açıdan değerlendirebilmesi için temel beş faktörün incelenmesi gerekmektedir. Bedenin parçaları arasında ki açı ilişkisi; bedensel yüklerin dağılımı; duruş pozisyonu süresince çalışanın çevreye uyguladığı yük; çalışanın pozisyonda kalma süresi; pozisyonda kalma sürecinde bedene uygulanan etkiler ve oluşan tepkiler incelenmelidir. Bu ölçümlerin tümünü yapabilmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

Pozisyonda kalma süresinin ölçümü ve çevreye uygulanan gücün ölçümü konvansiyonel sistemler ile yapılabilmektedir. Duruş pozisyonundan kaynaklanan iş yükünün değerlendirilebilmesi için kabul görmüş çeşitli yöntemler araştırılmıştır.

Denetim listeleri: İş ile ilişkili faktörlerin, görev, organizasyon, çevre ve olası etkilerin değerlendirilmesi için denetim listeleri kullanılır. İnsanın biyomekanik ve psikosomatik sistemi üzerinde ki etkilerin değerlendirilmesi için de kullanılmıştır. Teknik ve analitik yaklaşımlarda ise faktörlerin değerlendirmeleri, sırayla, tek başına ve faktörler arası ilişki ve iletişimler bazında yapılır. Her zaman insanın davranışsal ve fonksiyonel tüm özelliklerini kapsamaz, olasılığı kanıtlanmış, insan sağlığı ve güvenliğini tehdit eden eşiklerle sınırlıdır (EK F).

İki boyutlu bilgisayar tabanlı kantitatif ölçme metotları: Çalışma sırasında çalışanların bedeninde duruş pozisyonundan kaynaklanan yüklerin analizi için kullanılan 2 boyutlu değerlendirme metotlarıdır. Çalışanların iş sürecindeki görevlerinin gözlenmesi sonucunda saptanan duruş pozisyonlarının sistematik ve basit gruplamalarından oluşur. Bu metotlar ergonomik araştırmalarda, kas ve iskelet sistemi üzerindeki yüklerin giderilmesi amacıyla duruş pozisyonlarının geliştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (EK F, Şekil F.3, F.4, F.5, F.6).

Üç boyutlu bilgisayar tabanlı ölçme sistemleri: Bilgisayar ortamındaki üç boyutlu yazılımlar kullanılarak hem nitelik (kalite) ve hem de nicelik (kantite) açısından ölçme ve değerlendirmeler yapılabilmektedir. Bilgisayar teknolojileri yardımı ile insan bedeninin üç boyutlu kopyaları (manken) oluşturulabilmektedir. Üç boyutlu

tarayıcılar (3d scanner) kullanılarak, çok yoğun üç boyutlu noktalardan oluşan, insan bedeninin üç boyutlu görüntüsü bilgisayar ortamına taşınabilmektedir. İnsan hareketlerini izleyen sistemler (motion tracking) kullanılarak insan bedeninin hareketleri incelenebilmektedir. Bu sistemler ve benzerleri laboratuvar ortamında ölçme ve değerlendirme yapmak için kullanılabilir.

İnsan bilgisayar modellerinin kullanımı Amerikan havacılık ve uzay araştırmaları alanında başlamıştır. İlk model 1960 yılında yerçekimsiz ortamda insan kütlesinin simülasyonu için geliştirilmiştir. En geniş kapsamlı çalışmalar çarpma etkisi simülasyonları alanında olmuştur. Geliştirilen sistemler çarpma hasarını azaltan güvenlik donanımlarının analizi için kullanılmıştır.

1967 yılında William A Fetter ilk antropometrik bilgisayar modelini geliştirmiştir. %50 inci insan boyutlarına göre tel model olarak oluşturulmuş ve uçak kokpitlerin de erişme ve yaklaşma uzaklıklarının hesaplanması için kullanılmıştır. 1978 de Chrysler, üç boyutlu insan modeli 'Cyberman' i otomobil içi tasarımı alanında kullanmak için üretmiştir. Kullanıcılar tarafından görsel amaçlı kullanılan ilk gerçek model 'Jack' dir. Ergonomi aracı değildir animasyon amacıyla kullanılmıştır. 1980 de fabrikalarda çalışma çevresi tasarımı ve planlaması, ürün tasarımı amacıyla insan modeli 'Safework' Montreal'de Ecole Polytechnic tarafından üretilmiştir. Üç boyutlu poligonlarla oluşturulan insan modeli 'Sammie' 1967 de insan makine arakesit tasarımında kullanılması amacıyla Nottingham Üniversitesinde geliştirilmeye başlanmıştır. 1980 lerde bilgisayar modellerinin gelişmesi hızlanmıştır. 1984 de Paris'te uluslar arası data bankası 'Ergodata' temel alınarak üç boyutlu tel hacim olarak 'Ergomen' üretilmiştir (Bubb, H., Fritzsche, F., 2009).

4.2.3. Çalışmada kullanmak amacıyla incelenen üç boyutlu prosedürler ve bilgisayar yazılımları.

Ramsis: 1980 yıllarında Almanya'da 'Heiner' sistemi ile insan modeli çalışmaları başlamış ve geliştirilmiştir. İç mekan rahatlığı testi için geliştirilen 'Ramsis' taşıtların ergonomik tasarımları için 1987-94 yıllarında Alman otomotiv endüstrisinde kullanılmıştır. Techmat(Human Solutions) ve Münih Teknik Üniversitesi Ergonomi Enstitüsü tarafından otomobil endüstrisinde kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. 1995 yılından sonra tüm dünyada taşıt tasarımı alanında kullanılmaya başlamıştır. Üç boyutlu 'catia' çizim programı ile uyumludur. Üç boyutlu tarayıcılardan veri transferi

yapılabilmektedir. Tersine kinematik özelliği vardır. Otomobil sürücüleri için kabin içi erişme uzaklığı testi yapılabilmektedir. Üst üste bindirme teknolojisi vardır. Sağlık ve rahatlık analizleri, sürücüler için oturma pozisyonu ve hareket simülasyonları için kullanılmaktadır (Gallwey ve Sullivan, 2005).

Bu yazılımın, duruş pozisyonu değerlendirme nitelikleri, İstanbul'da ki sorumlu ofis İnfotron'a gidilerek yerinde araştırılmıştır. Türkiye'de ki ulaşılabilen örneğinde sadece otomobil iç mekanları için duruş pozisyonu değerlendirmesi yapılabildiği anlaşılmıştır.

Delmia Human: Dessault Systems tarafından; ürün tasarımı, ürün yaşam döngüsü yönetimi (product life cycle management) amacıyla geliştirilmiştir. 3 boyutlu 'catia', 'solid works', 'enovia' programları ile uyumludur. NIOSH denklemleri ve RULA kriterleri ile uyumludur. Sistemin mankeni ABD ordusunun antropometrik verileri temel alınarak geliştirilmiştir. Mankenin eklem hareketleri çok gelişmiştir ve uyguladığı kuvvet ölçülebilmektedir. Duruş pozisyonu rahatlığı, görüş açısı, erişme uzaklığı, taşıma, kaldırma, araç içi ve işyeri mekân değerlendirmeleri için kullanılmaktadır.

Bu yazılımın özellikleri Dessault Systems firmasının düzenlediği 'European Customer Forum 2009 Paris' konferansında incelenmiş, iş çevresi ölçüm ve değerlendirmeleri için çok uygun olduğu fakat duruş pozisyonları ölçüm ve değerlendirmesi için yeterince uygun olmadığı anlaşılmıştır.

Mannequin pro: Mannequin pro Nexgen Ergonomics tarafından geliştirilmiştir. 3d studio ve Autocad çizim yazılımları ile uyumludur. Yazılımın içinde kadın erkek ve çocuk olmak üzere üç adet dijital insan vardır. Önceden belirlenmiş el ve beden pozisyonlarına göre hareket ettirmek olasıdır. Eklemlerdeki kuvvet ve tork hesaplanabilmektedir. NIOSH kaldırma eşitliklerini barındırmaktadır Bu yazılım çekme, itme, yük kaldırma, erişim ve görüş alanı değerlendirmeleri için kullanılmaktadır.

Yazılımın deneme paketi internet kanalı ile Nexgen Ergonomics den alınmış ve denenmiş, duruş pozisyonu ölçme ve değerlendirmeleri için yeterince uygun olmadığı anlaşılmıştır.

Bu yazılımların insan hareketlerini bilgisayar ortamına taşımak, insan ve çevre boyutlarını değerlendirmek, insanın uygulayacağı kuvveti ölçmek, sanal ortamlarda simülasyon yapmak için geliştirildikleri anlaşılmıştır. Kullanım amaçlarındaki birincil işlevlerinin duruş pozisyonlarını değerlendirmek ve insanın kas-iskelet sisteminde oluşan açıları ölçmek olmadığı anlaşılmıştır.

4.2.4. Tarayıcı temelli antropometrik ölçme sistemleri

Bilgisayar teknolojilerinin imkanları ile beslenen, antropometrik ölçüm sistemleride bu teknolojilere paralel olarak gelişmiş ve otomatikleşmiştir. Bu alandaki data yakalama optik işlemlerle (siluet prosedürü ve lazer tarama) ve atomik işlemlerle (manyetik rezonans) ölçüm olarak ayrılmaktadır (Bubb, 2009). Optik tarama metodu öncelikle kullanılmaktadır. Bu metot ile objenin yalnızca yüzeyindeki noktalar tutulmaktadır. Kullanabilir antropometrik data sağlayabilmek için yüzey noktalarının koordinatları eldeki antropometrik verilerle karşılaştırılmaktadır. İşaretleme (landmark) metodu ve modelleme metodu olarak değişik teknikleri vardır. İşaretleme metodunda işlem öncesi objenin yüzeyinde ilgi noktalarına işaretleme yapılır. Bu noktaların eldeki veriler ile karşılaşacak şekilde konumlandırılması sağlanır. Çakıştırma işleminden sonra geleneksel antropometri teknikleri temel alınarak işaret noktaları arası hesaplanmaktadır. ‘Cesar’ projesinde ilk antropometrik data 7000 Amerikan, 2000 Hollandalı ve 1000 İtalyan’ın bu prosedür bağlamında taranması sonucu elde edilmiştir (Robinette ve diğerleri,2002).

İşaret noktalarının karşılıklarını otomatik olarak bulmak için birçok yöntem geliştirilmiştir.(Kohno ve diğerleri, 2005) Baş ve ayaktaki noktaları otomatik olarak bulan sistemlerde geliştirilmiştir, bu yöntemlerin amacı antropometrik veri sağlamak değil fakat çeşitli uygulamalar için geometrik veri üretmektir. Ayakkabı ve başlık üretmek için Pretoni ve diğerleri tarafından 2005 te böyle bir yöntem geliştirilmiştir.

Modelleme işleminde ise eldeki bir dijital insan modeli veya parçaları, antropometrik verilere uyum sağlaması için en olası şekilde değiştirilir. Siluet prensibinde sadece bedenin konturlarının dijital insan modeline karşılaştırılması sağlanır. Bu işlem ‘PCMAN’ ölçme sisteminde kullanılmıştır

4.3. PCMAN ölçme sistemi

Dijital fotoğraflardan postür ölçümü ve transferi için kullanılan bir bilgisayar yazılımıdır. Data transferi yapılacak olan kişilerin üzerinde, gösterge veya reflektör

bulunmasına gerek yoktur. Model temelli bir ölçme sistemidir. 1994 yılında, Münih Teknik Üniversitesinde Ergonomi çalışmaları kapsamında Ramsis Projesi ile birlikte kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. PCMAN ileri yıllarda tek başına kullanılabilen, film ve fotoğraflardan, insan pozisyonlarını ve antropometrik değerlerini bilgisayar ortamına taşıyabilen bir bilgisayar yazılımı olarak geliştirilmiştir. PCMAN'ın çalışma sistemi projeksiyon temeline dayanır ve sistem insan görüntüsünü yazılımdaki model ile üst üste bindirme, çakıştırma özelliğine sahiptir (PCMAN user handbook, 2007).

PCMAN bu tez çalışmasında kullanılmak için seçilen yazılımdır, ve seçilmesinin en önemli nedeni veri transferi için kullanılan tekniktir. Cerrahların ameliyat sırasında kullandığı giysiler steril olduğu için üstlerine gösterge veya reflektör yapıştırmak olası değildir. PCMAN yazılımı kullanımı için üç boyutlu koordinat taşıyabilmek amacıyla kişilerin üzerine gösterge (marker) yapıştırma gereği olmaması bu yazılımın kullanılmasına sebep olmuştur.

Öncelikle sistem oluşturulacak modelin boyutları ve duruş pozisyonu fotoğrafı alınacak kişinin boyutlarına ve ideal duruş pozisyonuna göre kalibre edilir. İkinci aşamada çalışma sürecindeki duruş pozisyonları kayıt edilir. İkinci aşamadaki çalışma süreci kayıtları ile birinci aşamadaki ideal duruş pozisyonu kayıtları karşılaştırılarak ideal duruş pozisyonundan ne kadar ve niçin saptığı değerlendirilebilir.

İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesinde laparoskopi ameliyatı sürecinde cerrahların çalışmaları fotoğraflanmıştır. Bir cerrahın duruş pozisyonları fotoğraf ile saptanmış ve beden açıları PCMAN bilgisayar yazılımı kullanılarak belirlenmiştir.

Donanım olarak PCMAN bilgisayar yazılımı ile iki adet dijital kamera gereklidir. Bu çalışmada PCMAN yazılımının Münih Teknik Üniversitesinden sağlanan, üç aylık deneme paketi kullanılmıştır. Ameliyat sürecindeki fotoğraflardan birbirine 90 derece açılı olarak çekilenlerden en uygun olanlar PCMAN bilgisayar yazılımı yardımı ile işlenerek duruş pozisyonu değerlendirmeleri için kullanılmak üzere hazırlanmıştır.

Ameliyatı yapan cerrahın kendisini rahat hissettiği iki adet duruş pozisyonları önden ve yandan birbirine 90 derece olacak şekilde fotoğraflanmıştır. PCMAN yazılımının işlem listesinde belirtildiği gibi duruş pozisyonlarından biri serbest duruş diğeri ise

dirsekler ve bir diz 90 derece açılı olacak şekilde fotoğraflanmıştır (Şekil B.1, B.2). Aynı fotoğraf makinesinin özellikleri kullanılarak bilgisayar programı kalibre edilmiştir.

Ameliyat sürecinde ki ve normal duruştaki pozisyonlar PCMAN yazılım özelliği kullanılarak yazılım içerisindeki insan figürü ile üst üste bindirilmiş, ameliyat sürecindeki ve normal duruş pozisyonundaki beden parçalarının açıları saptanmıştır.

Ameliyathanede ki yoğun teknik donanım ve ameliyat ekibi kalabalığı nedeni ile ameliyat sürecinde çekilen fotoğraflar; cerrahın sadece belinden yukarısını engelsiz olarak görmemizi olası kılmaktadır. Literatür araştırmalarında belirtilen duruş bozukluklarının da bu bölgelerde sıklıkla oluşması nedeni ile baş, boyun, ve üst ekstremitelerde ki elemanların açıları incelenmiştir.

Normal duruş pozisyonu ile ameliyat sürecindeki duruş pozisyonu sonucu beden elemanlarında oluşan açıların karşılaştırılması çizelge ile verilmiştir (Çizelge B.1).

Cerrahın ameliyat yaparken iki değişik pozisyonundaki eklem açıları saptanmıştır. Programdan alınan verilerin görüntüleri programın çıktı alma özelliği kısıtlı olduğu için ekran görüntüleri olarak gösterilmiştir (Şekil B.3-B.16).

Çalışma pozisyonunun zorladığı baş, boyun ve kol eklemlerindeki açıların normal duruş pozisyonundaki aynı eklemlerdeki açılardan ne kadar değiştiği iki ayrı pozisyon için iki grafik ile gösterilmiştir (Çizelge 5.2, 5.3).

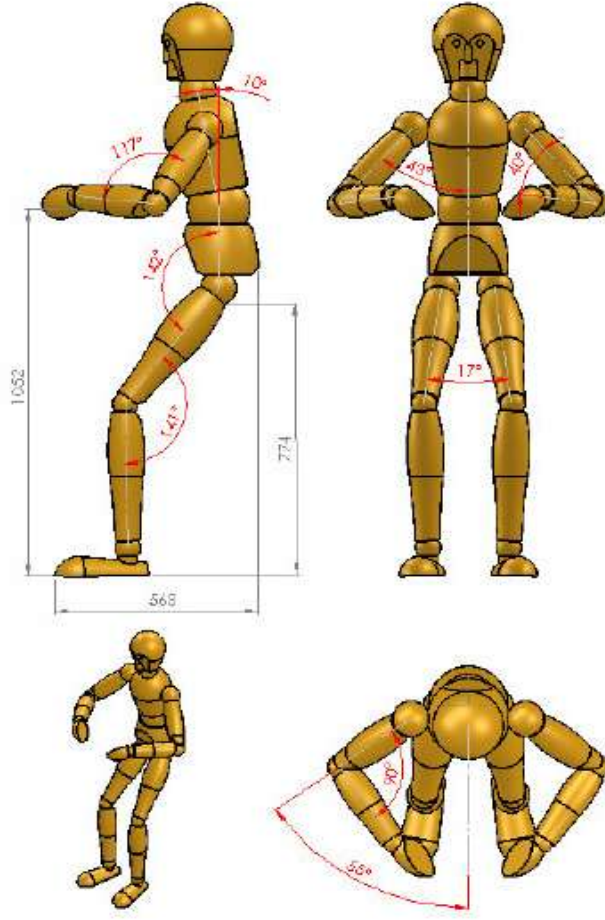
Elde edilen veriler, Solid Works üç boyutlu bilgisayar yazılımı ortamında çizilen robot insan modelinin duruş pozisyonunun belirlenmesinde kullanılmıştır. Modelin boyutları ise 1981 yılında Henry Dreyfus Assosiation tarafından yayınlanan Human Scale veri kitabından alınmıştır. %50ci Avrupalı erkek boyutlarına göre oluşturulan robot insan modeli, bilgisayar ortamında oluşturulan ameliyat yapan cerrah yerine kullanılmıştır (Şekil 4.2, D.1).

Bu aşama kapsamında cerrahlar tarafından test edilmesi ve postür iyileştirmesi bağlamında geri bildirimlerin değerlendirilebilmesi için ve öncelikle destek ünitesi gerekliliğini sorgulanmasına karar verilmiştir. Bu amaçla bir destek ünitesi tasarlanmasına ve prototipi yapılarak denenmesine karar verilmiştir. Cerrahın üst ekstremitelerini destekleyecek ve oturarak çalışmasını sağlayacak bir ünite tasarımı yapılmış Solid Works çizim ortamında gösterilmiştir.

4.4. Destek ünitesi tasarımı metot ve prensipleri

Destek ünitesi prototipi Laparoskopi tekniği ile ameliyat yapan genel cerrahların kullanması için tasarlanmıştır. Ameliyat yaparken cerrahın kollarını destekleyen ve kol hareketlerine paralel hareket edebilen kolçakları olan bir çalışma destek ünitesi ön görülmüştür. Tasarlanan ünitenin, ameliyat sürecinde kesintilere neden olmadan cerrahın ön kolunu ve dirseğini kullanarak doğal hareketleri ile kumanda etmesi amaçlanmıştır. Ameliyat aletleri ile elleri dolu olan ve steril eldiven kullanan cerrahın destek kumandası için ellerini kullanmaması ön görülmüştür.

Ünite boyutlarını saptamak amacıyla 3D ortamda insan modelinden faydalanılmıştır. Tasarlanacak ünitenin ölçülendirilmesinde kullanılacak %50'inci Avrupalı erkek boyutlarında oluşturulmuş bulunan robotun temel alınacak kullanıcı boyutları için erişme uzaklıkları öncelikli sınırlayıcı kabul edilmiştir. Bu öncelik gereği robot oluşturulurken uzunluklar temel alınmıştır (Şekil D.1) (Şekil 4.2) Robotun hacim özellikleri gösterilmemiştir. Ünite tasarlanırken bu konuda standart kabuller kullanılmıştır. Robot modelin pozisyon açıları saptanırken en rahat duruşu yansıttığı düşünülen yerçekimsiz ortam şartlarında çizilmiş olan insan figüründen yararlanılmıştır. Bu figür uzay antropometrisi kapsamında referans olması amacıyla NASA tarafından şekillendirilmiştir. Tasarım aşamaları ilerledikçe robotun çevre ve çalışma şartlarına uydurulması dışında pozisyon açıları değiştirilmemiştir. Pozisyon açıları cerrahların ameliyat sırasında çekilmiş fotoğraflardan ve PCMAN yazılım uygulaması sonuçlarından faydalanılarak tasarımıyla uyum içinde değiştirilmiştir. Tüm çizimler Solid Works üç boyutlu çizim ortamında oluşturulmuştur. Robotun boyutları ve duruş pozisyonu bağlamında, robot merkez alınarak çevresinde destek ünitesi tasarlanmıştır.



Şekil 4.2 : Tasarıma temel oluşturan robot pozisyon ve boyutları.

Destek ünitesi tasarım prensipleri:

Bedenin duruş pozisyonunu belirleyen taşıyıcı yapı omurgadır. Beden üzerinde etki eden momentler kollar, omuzlar ve boyun aracılığı ile omurgaya taşınır. Omurganın yükünü paylaşabilecek nitelikte bir taşıyıcı tasarlanması önerilmektedir. Biomekanik kavramlar bağlamında bedenin bölümleri taşıtılarak bu bölümler üzerinde ki yerçekimi kuvvetlerinin oluşturduğu moment etkilerinin azaltılması önerilmektedir.

Yapılan işin gereği olarak beden parçaları özellikle kollar ve baş yerçekimi kuvvetine karşı dengede kalmak için adale ve tendon kasılmalarını arttıran statik pozisyonlarda tutulmaktadır. Kullanılan donanım tasarımlarının zorlamasıyla çalışanın bedeninde burulmalar, kamburlar oluşmakta ve biçimsiz duruşlara sebep olmaktadır. İşin akışı dolayısıyla çalışanlar duruş pozisyonlarını bedenleri zorlansa da yenileyememektedirler. Yapılan işin süresi bedende oluşan statik yükün artmasına neden olmaktadır.

Laparoskopik ameliyatlarda, ameliyat için kullanılan aletler ortalama 30 cm lik uzun çubuklar şeklindedir ve cerrah elindeki uzun çubukları hastanın bedenine yerleştirilmiş trokar adı verilen yuvalardan içeriye sokarak her türlü tutma kesme ve yakma işlemlerini yapmaktadır. Ameliyat aletlerinin hastanın bedenine dik olarak girmesi gereken pozisyonlar olduğu gibi yatay olarak girmesi gereken pozisyonlarda vardır. Cerrahların el ile kumanda ettiği aletlerin kulpları dirsek düzleminde konumlandırılırsa cerrahın duruş pozisyonu açısından rahat bir duruş sağlanabilmektedir. Ameliyatın tipine ve bölgesine bağlı olarak bedenin üstünden girişim yapılacaksa ameliyat masası seviyesi düşürülmektedir fakat cerrahın normal duruşunu sağlayabilmesi için yeterli olmamaktadır.

Açık ameliyatlarda cerrahlar girişimde bulundukları bölgeyi görmek amacıyla eğilerek çalışmaktadırlar, minimal invaziv ameliyatlarda ise hem girişimde bulundukları bölgeyi görerek hem de bölgenin iç görüntüsünü monitörden izleyerek çalışmaktadırlar, bedenlerinde yana eğilmeler ve burulmalar oluşmaktadır.

Ergonomik tasarım eğilimlerine göre, en rahat ekipman kumanda etme yüksekliği dirsek düzleminin 5cm altıdır. Kabul edilebilir aralık dirseğin 12.5cm altı ve 2.5cm üstüdür (Konz 1995). Bu standartlar klasik ameliyatlar için ameliyat masası yüksekliğinin dirsek yüksekliğinde ayarlanmasının nedenidir.

Laporoskopi ameliyatlarında kullanılan aletler nedeniyle cerrahlar ellerini dirsek yüksekliğinin üzerinde tutarak veya yanlara açarak çalışmaktadırlar. cerrahların kollarını desteklemek kol ağırlıklarını desteklere taşıtmalarını sağlayacak ve ameliyat aletlerini hassas kumanda etmelerini kolaylaştıracak sabit bir dayanak noktası önerilmektedir. Kolları dayayarak çalışmanın cerrahın bedeninde oluşacak gerilimi azaltacağı öngörülmektedir.

Ünite tasarımı prensipleri temel üç grupta toplanmıştır.

- 1) Ameliyatın gereklerine bağlı olarak: ameliyat işlemlerini, steril ortamı, acil girişimi, ekip çalışmasını, destekler nitelikte olması gerekmektedir.
- 2) Cerrahın gereksinmelerine bağlı olarak: antropometrik verileri, kişiye bağlı çalışma özelliklerini, meslek alışkanlıklarını, destekler nitelikte olması gerekmektedir.

3) Ameliyat donanımına bağlı olarak: ameliyat yatağını, ameliyat girişim aletlerini, destekler nitelikte olması gerekmektedir.

Statik çalışma pozisyonları açısından oturarak çalışma ile, ayakta durarak çalışma pozisyonlarının pozitif özelliklerini barındıran, uzun süre ayakta durarak çalışmanın ayak ve bacaklardaki kan dolaşımı üzerinde ki olumsuz etkileri dikkate alınarak bir taşıyıcı oturma ünitesi önerilmektedir. Uzanma uzaklığının ve çalışma çevresine hâkimiyetin korunması da ayakta çalışmanın getirdiği pozitif şartlardır ve yüksek oturma önerilerek ayakta çalışmanın pozitif getirilerini de koruma önerilmektedir.

Ameliyat sürecinde ki duruş pozisyonunun iyileştirilmesi için iki bölgeden desteklenmesi gerektiğine karar verilmiştir.

1) Cerrahın ameliyat süresince kendi beden yükünü taşıtabilmesi ve ameliyat donanımı kapsamında olan donanımların kumanda pedallarını daha güvenli kullanabilmesi için bir oturma birimi önerilmiştir.

2) Ameliyat süresince cerrahın kollarının bedeni ile yaptığı açılarının neden olduğu yükü taşıtabilmek için kol destek birimi önerilmiştir.

Tasarlanan ünitenin bir bütün olarak kullanılabilmesi için bir zemin üzerinde birleştirilmesi ve zeminin hareketli ve sabitlenebilir özelliklerde olması gerekmektedir. Duruş pozisyonunun iyileştirmesine yapması beklenen katkıların denenebilmesi için ameliyat donanımları ile oluşan ortam kalabalığına karışmaması gerekmektedir. Bu amaçla destek birimlerinin ameliyat çevresinden bağımsız bir platform üzerinde sabitlenmesine karar verilmiştir.

Platformun isteğe bağlı olarak hareket ettirilebilir ve sabitlenebilir özellikte olması gerekmektedir. Cerrah, önerilen destek ünitesinin yetersiz veya olumsuz olması durumunda veya acil durumlarda platform üzerine sabitlenmiş olan üniteyi ameliyat ortamından kolaylıkla çıkarttırabilmelidir. Kullanım kolaylığı amacıyla platformun tekerlekler üzerinde hareket ettirilebilir ve sabitlenebilir özellikte olması gerekmektedir.

Oturma Birimi:

Bu birimin ameliyat öncesinde, cerrahın boyutları ve ameliyat işlemleri bağlamında ayarlanması ve sabitlenmesi planlanmıştır. Ayarlama dikey ve yatay olarak sağlanmalıdır. Oturma pozisyonu cerrahın ayakta duruş pozisyonundaki göz

yüksekliğini değiştirmektedir. Platformun yerden yüksekliğinin, oturarak çalışmada kaybedilen yüksekliği düzeltmeye yetmeyeceği düşünüldüğü için, cerrahın asistanı ve hemşiresi (ekip arkadaşları) bağlamında yükseklik kaybetmemesi, mesleki alışkanlıkların devamı açısından oturma biriminin ayarlanabilir olarak tasarlanması düşünülmüştür.

Kol Destek Birimi:

Ameliyat sürecinde cerrahın kollarının bilek ve dirsek arasındaki bir bölümünü desteklemesi için tasarlanmıştır. Destekleyici konuma varacak kadar hareketli ve girişim sürecinde de durağan olması için tasarlanmıştır. Destek nitesinin cerrahın bedeninin doğal ve karmaşık olmayan hareketleri ile kumanda edilerek istenen durumda kalması öngörülmüştür.

nite birimlerinin ayarlanması  aşamaya bağlı olarak planlanmıştır. Birinci ayar cerrahın antropometrik verilerine bağlı olarak, ameliyat öncesinde cerrah veya ekip arkadaşlarınca yapılacaktır. Oturma birimi dikey ve yatay ayarları bu kapsamda yapılmalıdır. İkinci ayar ameliyat süreci içerisindeki pozisyon değişikliğine bağlı olarak kol dayama ünitesinin temel yükseklik ayarı olarak düşünülmüştür. nc aşama ayarlama ise cerrahın küçük pozisyon değişikliklerine paralel olarak kol desteğindeki yatay ve dikey ayarlar olarak planlanmıştır.

5. BULGULAR TASARIM VE DENEMELER

Ameliyat sıklığı ve yaygınlığı bağlamında yapılan araştırmalarda, Cerrahpaşa tıp fakültesinden alınan yıllık ameliyat sayıları incelenmiş ve genel cerrahi ameliyatlarının sayısının en yüksek ve kendisinin en yakın takipçisi olan cerrahi dalının iki katı olduğu anlaşılmıştır (Çizelge C.1 C.2). Bu nedenlerle ilk anketler genel cerrahlarla yapılmış, sonuçların dökümü tablo halinde verilmiştir (Çizelge E.1).

Ankete katılan cerrahların yaşları 36-59 arasında değişmektedir. 23 cerrahın hepsi ayakta durarak ameliyat yaptıklarını, 15 cerrah ise ameliyatları %100 oranında ayakta durarak yaptıklarını belirtmişlerdir. 7 cerrah hem oturarak hem de ayakta durarak ameliyat yaptığını belirtmiştir bu cerrahların 5 adedinin mikro cerrahi ameliyatları da yaptığı saptanmıştır.

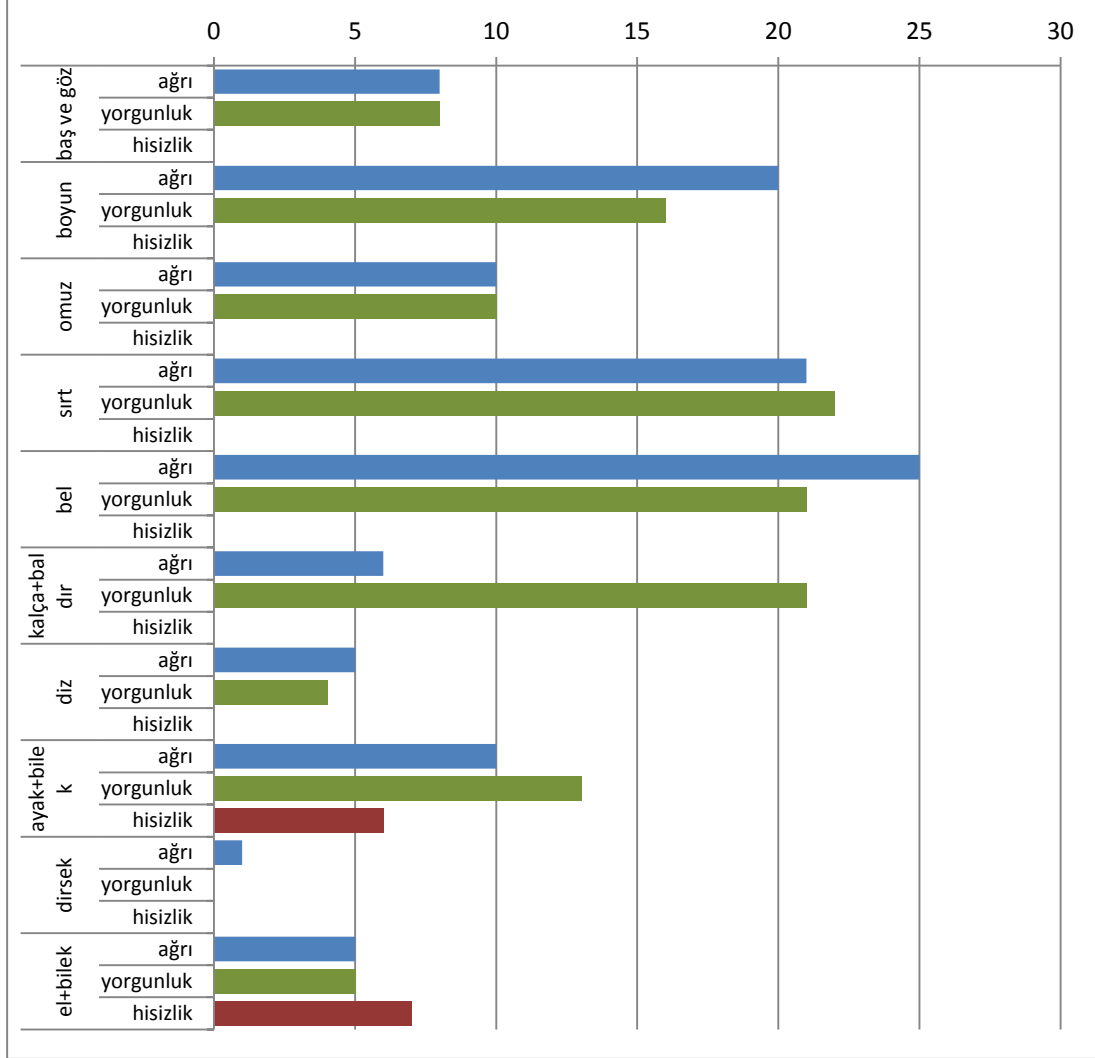
Klasik ameliyat olarak adlandırılan açık ameliyatları ankete katılan 23 doktorun hepsi yapmaktadır. Açık ameliyat yapan doktorların 7/23 oranında mikro cerrahi ameliyatları da yaptıkları saptanmıştır. Klasik ameliyat yapan doktorların 13/23 oranında minimal invaziv ameliyatları da yaptıkları anlaşılmıştır. 2 kişi dışında mikro cerrahi ameliyatları yapanların, minimal invaziv ameliyatlar yapmadığı anlaşılmıştır.

Doktorların hepsi statik pozisyonda ameliyat yapmaktadırlar.16/23 oranında gergin statik, 13/23 oranında biçimsiz gergin statik pozisyonda ameliyat yapmaktadırlar. Doktorlar en çok; boyun, omuzlar, sırt ve bel bölgelerinde ağrı hissettikleri belirtmişlerdir. Sırt, bel, kalça ve baldırlar, ayaklar ve bilekler de ise yorgunluk hissettiklerini belirtmişlerdir (çizelge 5.1).

Genel cerrahi kapsamındaki ‘minimal invaziv’ başlığı altındaki laparoskopik ameliyatlar açık ameliyatlara oranla daha çok teknik donanım kullanılarak yapıldığı için teknolojinin gelişmesine paralel olarak yapılma sıklıkları ve sayıları artmaktadır. Ameliyat sonrası hastalar açık ameliyatlara oranlara daha hızlı iyileştikleri için de gelecekte artan sayılarda yapılacağı düşünülmektedir.

Dolayısıyla laparoskopik ameliyatlara odaklanmanın daha yararlı olacağını düşünülmüştür.

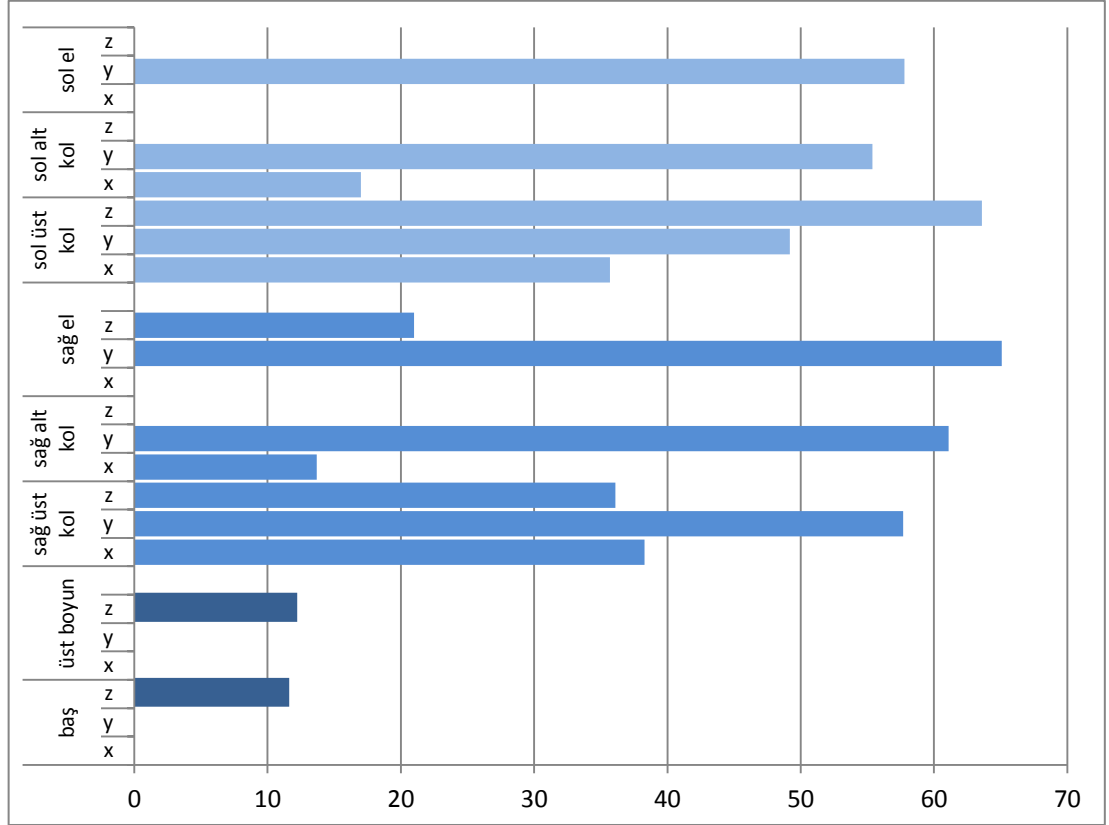
Çizelge 5.1 : Yapılan anket sonuçlarına göre ağrı, yorgunluk, hissizlik bölgeleri.



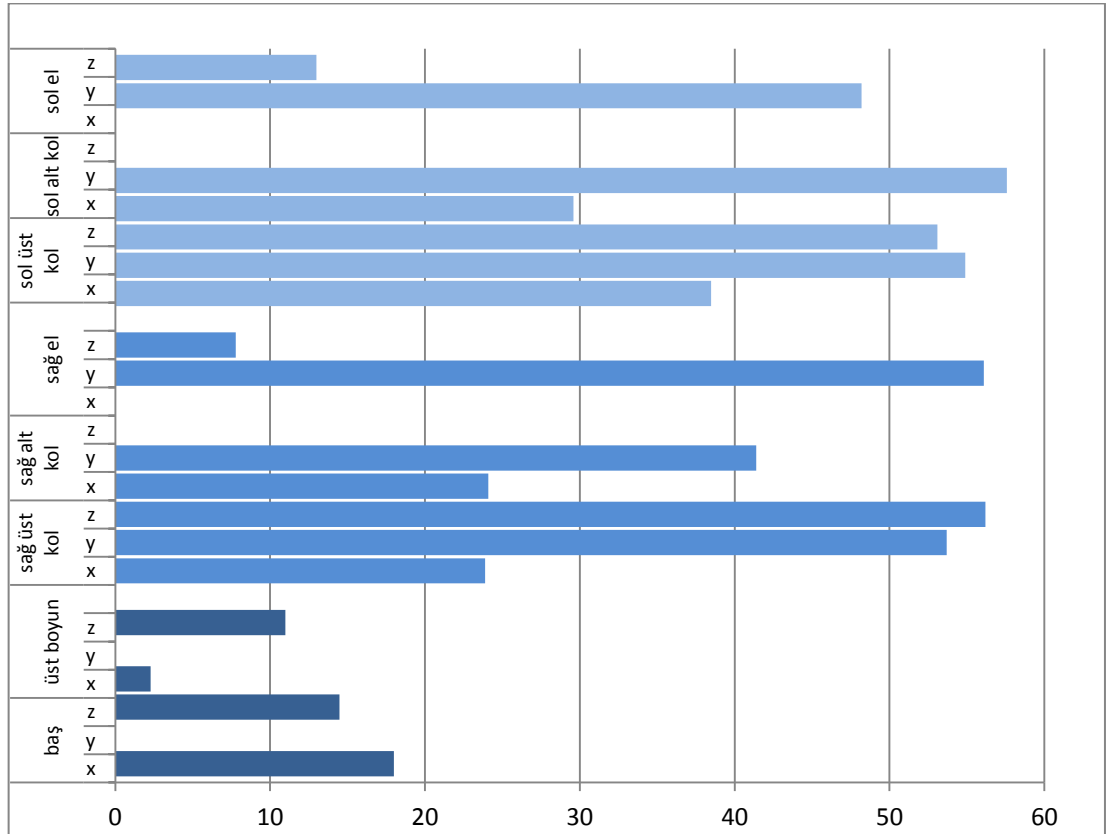
İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesinde laparoskopi ameliyatı sürecinde cerrahın çalışması fotoğraflanmıştır ve PCMAN bilgisayar yazılımı ile bedeninde oluşan açılar saptanmış ve çizelge ile verilmiştir (Çizelge B.1).

Ameliyat sürecinde cerrahın laparoskopi aletlerini kullanırken, üst ekstremitesinde oluşan açıların normalden sapma oranları grafikler ile gösterilmiştir. Birinci pozisyonndaki normalden sapma açıları (Şekil 5.2) gösterilmiştir. İkinci pozisyonndaki normalden sapma açıları (Şekil 5.3) gösterilmiştir. Sonuçlar cerrahların rahatsızlıklarını destekler nitelikte bulunmuştur (Şekil B.3-B.16).

Çizelge 5.2 : Birinci çalışma pozisyonundaki eklemlerin normalden sapma açıları.



Çizelge 5.3 : İkinci çalışma pozisyonundaki eklemlerin normalden sapma açıları.

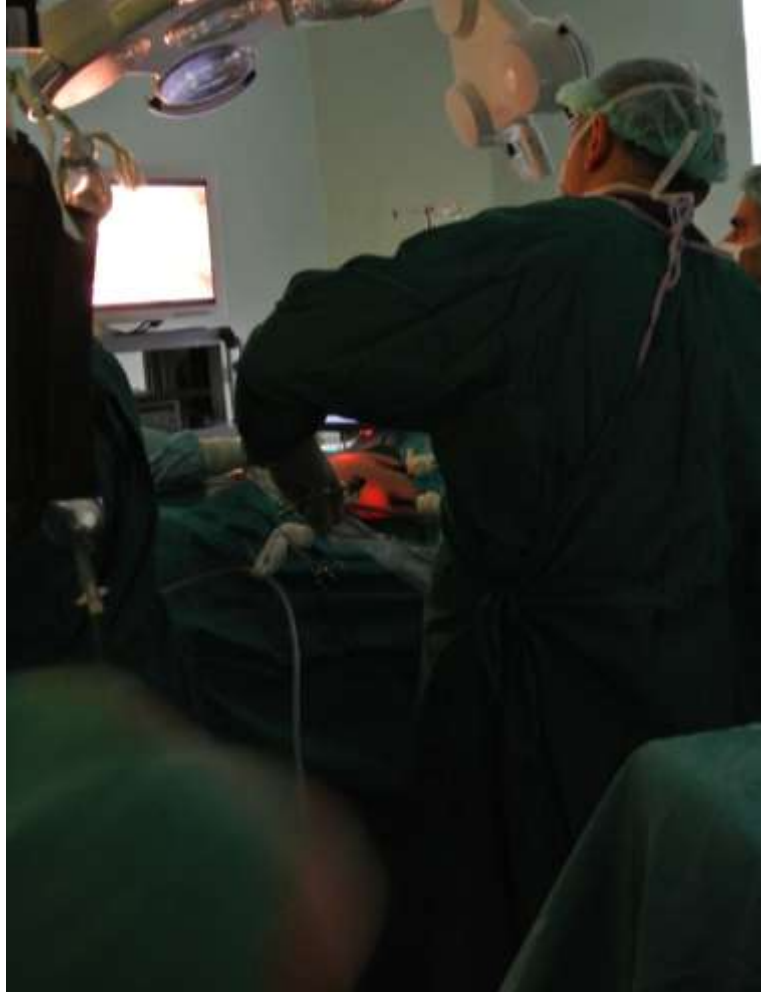


Biomekanik prensipler bağlamında omuz ve bel eklemlerinde yük oluşması ve bu yüklerin biriken rahatsızlıklar oluşturması beklenmelidir, bedenin bölümleri taşıtarak bu bölümler üzerinde ki yerçekimi kuvvetlerinin oluşturduğu moment etkilerinin azaltılması önerilmektedir. Statik duruş pozisyonunda çalışanlarda karşılaşılan kas-iskelet sistemine bağlı problemlerin temel kaynağı insanın kas-iskelet sisteminde adaleler ve bağ dokuları aracılığı ile bu kuvvetleri dengelemek için karşı kuvvetler oluşmasıdır. Dengeleme süresi ne kadar uzarsa ve tekrarlanırsa, kas – iskelet sisteminde ki hasarlar o kadar yüksek olmaktadır (Wilson J. R., Corlet N. 2005, Rohmert 1960, Caldwell 1963, Monod ve Sherrer 1967, Poulsen ve Jorgensen1971).

Ameliyathanelerde çalışan operatörlerin karşılaştıkları duruş pozisyonu problemlerinin gözlenebilen ana nedenleri ‘baskı-yorulma’ modellerindeki benzerleri gibidir ve dört başlıkta toplanabilmektedir (Vanwonderghem, 2009). Görev, organizasyon, çevre, fiziksel ve biyomekanik temelli iş yükü faktörleri ‘stress-strain’ modeli olarak adlandırılan baskı-yorulma modelindeki sistem bileşenleri ile örtüşmektedir (Vonbertalanffy 1951, Seleye 1956, Keyserling ve Chaffin 1986, Laurig 1990).

- 1- Yapılan işin gereği olarak beden parçaları özellikle kollar ve baş yerçekimi kuvvetine karşı dengede kalmak için adale ve tendon kasılmalarını arttıran statik pozisyonlarda tutulmaktadır (şekil 5.1).
- 2- Kullanılan donanım tasarımlarının zorlamasıyla çalışanın bedeninde burulmalar, kamburlar oluşmakta ve biçimsiz duruşlara sebep olmaktadır (şekil 5.2).
- 3- İşin akışı dolayısıyla çalışanlar duruş pozisyonlarını bedenleri zorlansa da yenileyememektedirler.
- 4- Yapılan işin süresi bedende oluşan statik yükün artmasına neden olmaktadır.

Gözlemler, anketler, saptamalar, beden açıları ölçümleri, tasarım metot ve prensiplerinin belirlenmesinden sonra denemeler yapılması amacıyla destek ünitesi tasarım çalışmalarına başlanmıştır.



Şekil 5.1: Cerrahin kolunda statik ve rahatsız pozisyon.

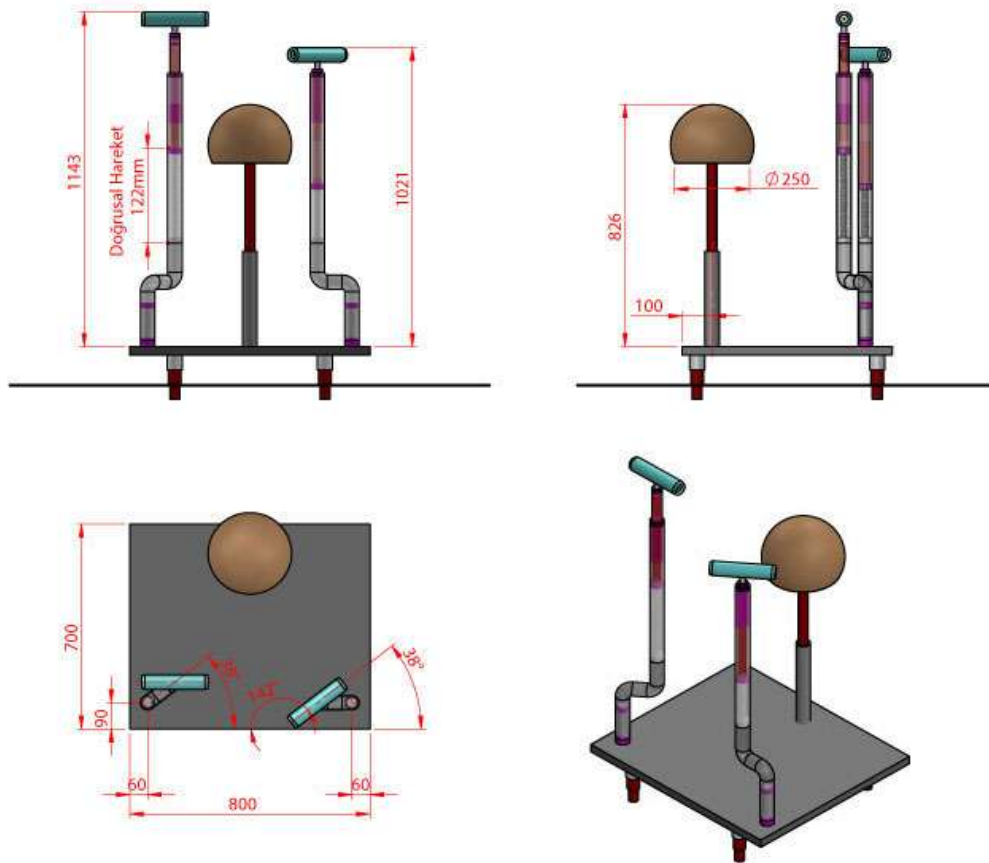


Şekil 5.2 : Monitör izlerken ve laproskopi aletlerini kullanırken cerrahın statik biçimsiz duruşu.

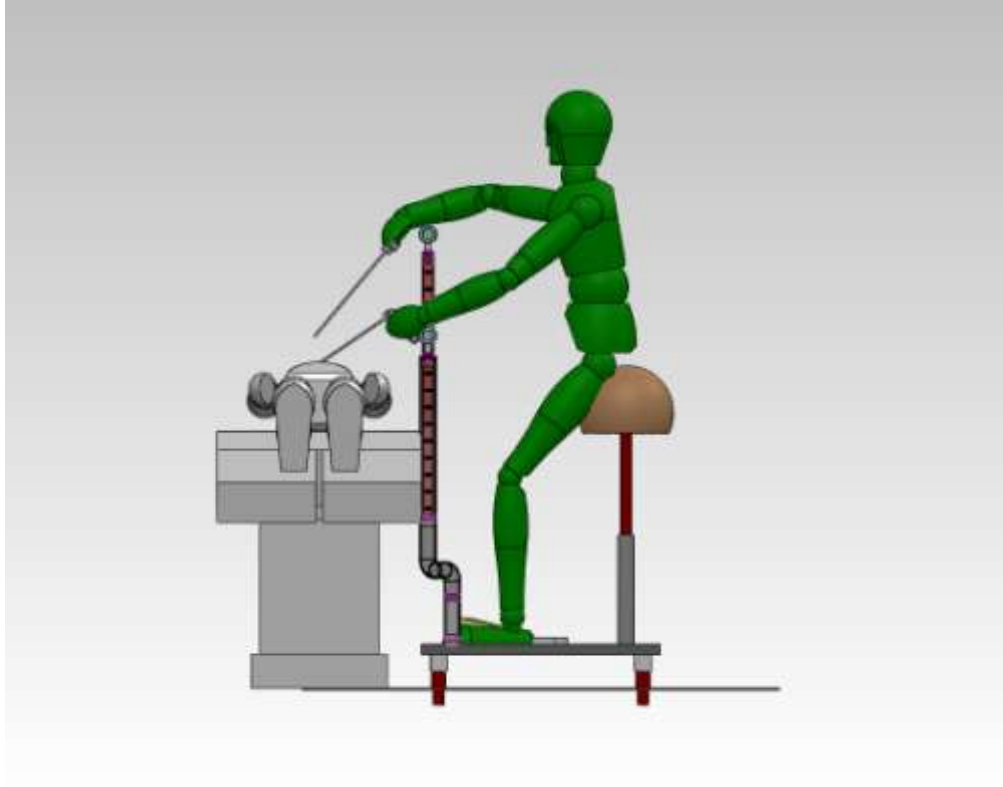
5.1. Tasarım Süreci

Yaylı sistem çalışması:

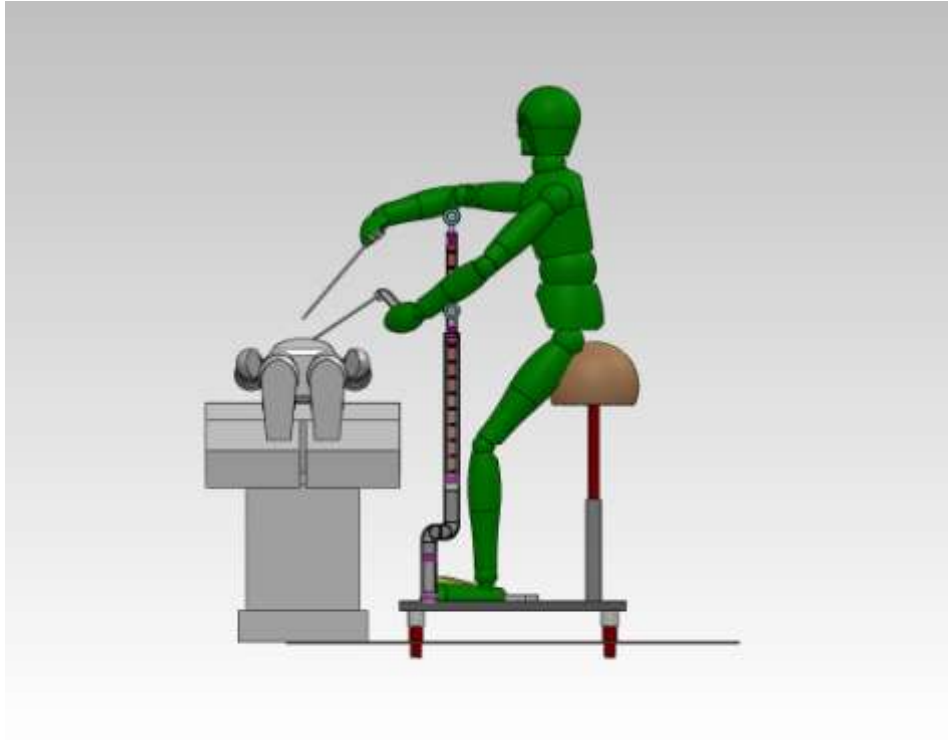
İlk tasarım önerisinde sağ-sol ve ileri-geri hareketlerin dairesel bir düzlemde hareket eden taşıyıcı boru ile sağlanması düşünülmüştür. Borunun zemin bağlantısındaki dairesel hareketleri ileri, orta ve geri konumlar olarak dikey bir desteğin etrafında dönmesi ile sağlanmaktadır ve bu yatay hareketlere ek olarak kol desteklerinin kol dayama yüksekliğinde oluşturulacak dairesel hareketlerle katkı sağlanması düşünülmüştür. Aşağı-yukarı hareketin yük altında daralan yaylar ile taşıyıcı borunun teleskopik özellikte olması sayesinde sağlanabileceği düşünülmüştür. Oturma elemanı sadece dikey hareketli düşünülmüştür. Yaylı borulu sistem önerisi (Şekil 5.3 – 5.6).



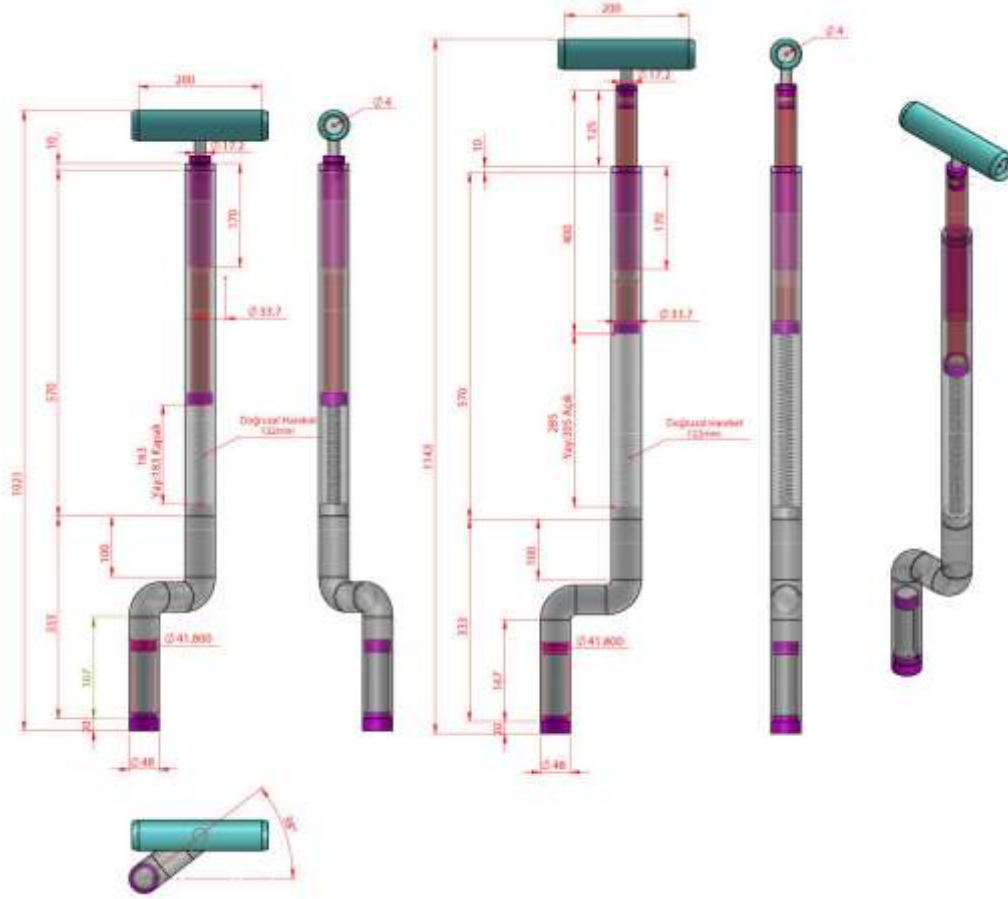
Şekil 5.3 : Yaylı borulu sistem önerisi.



Şekil 5.4 : Yandan görünüş taşıyıcı borular masaya en yakın pozisyonda.



Şekil 5.5 : Yandan görünüş taşıyıcı borular masaya en uzak pozisyonda.



Şekil 5.6 : Kol destek taşıyıcı boru konumları.

Destek ünitesinin dikey hareketleri için ilk aşamada teleskopik boru içine yerleştirilmesi düşünülen yaylı mekanizmanın yeterli hassaslık ve stabiliteyi sağlayamayacağı anlaşıldığı için gaz amortisörler de denenmiş, kolun ağırlığı ve düşey sıkıştırma kapasitesinin, amortisörleri yeterli hassasiyette çalıştırması mümkün olmamıştır (şekil 5.7, 5.9).



Şekil 5.7 : Gazlı ve yaylı amortisörler.



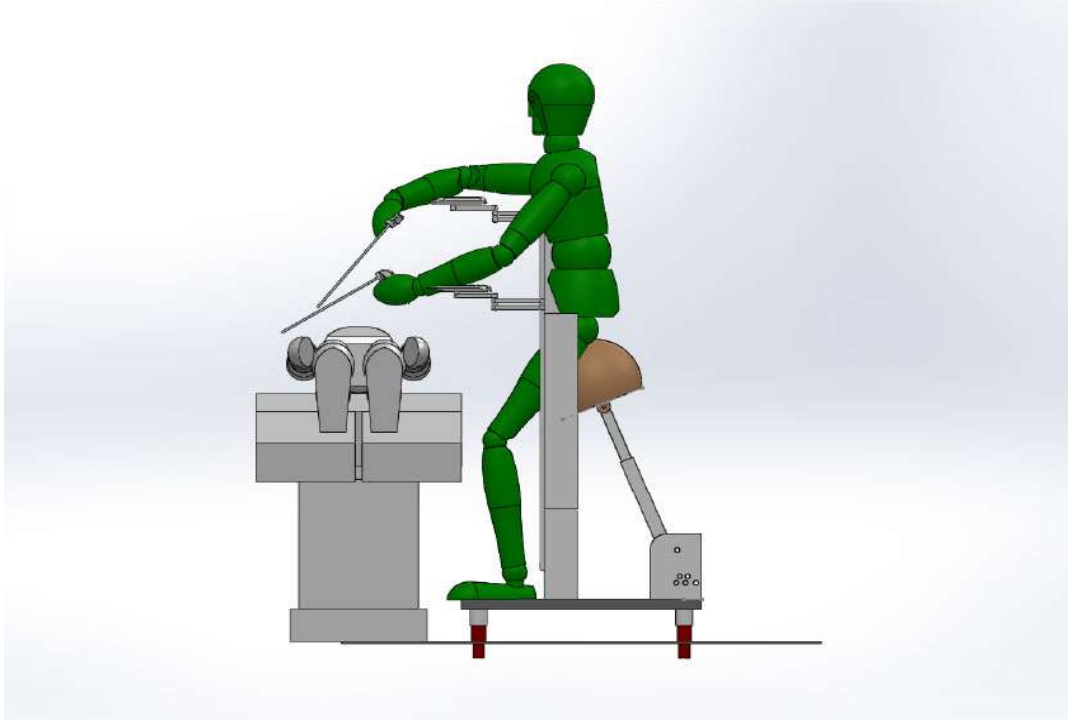
Şekil 5.8 : Amortisörler basınç altında.



Şekil 5.9 : Gazlı amortisör ve parçalı yaylı amortisör.

Kol desteği tasarım araştırması:

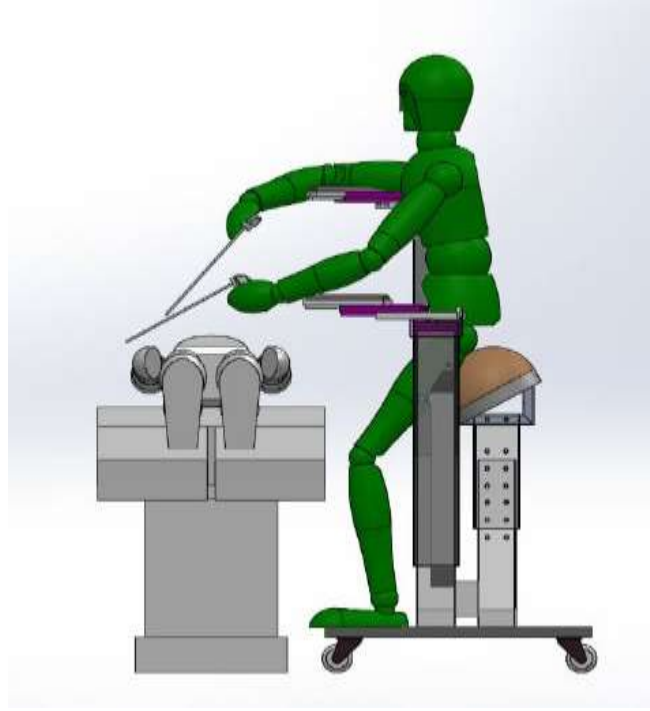
Destek ünitesi tasarım aşaması süreci paralelinde, başka amaçlar için üretilmiş kol destek donanımları da araştırılmış, deneme amacıyla sisteme monte etmek için bir adet getirilmiş (ergo rest) fakat hassas bir çalışma için yeterli stabiliteyi sağlamadığı görülerek kullanılması sakıncalı bulunmuştur (Şekil 5.10).(Şekil D.2, D.3, D.4).



Şekil 5.10 : Ergo rest kullanılarak yapılan tasarım çalışması.

Motorlu sistem tasarımı çalışmaları:

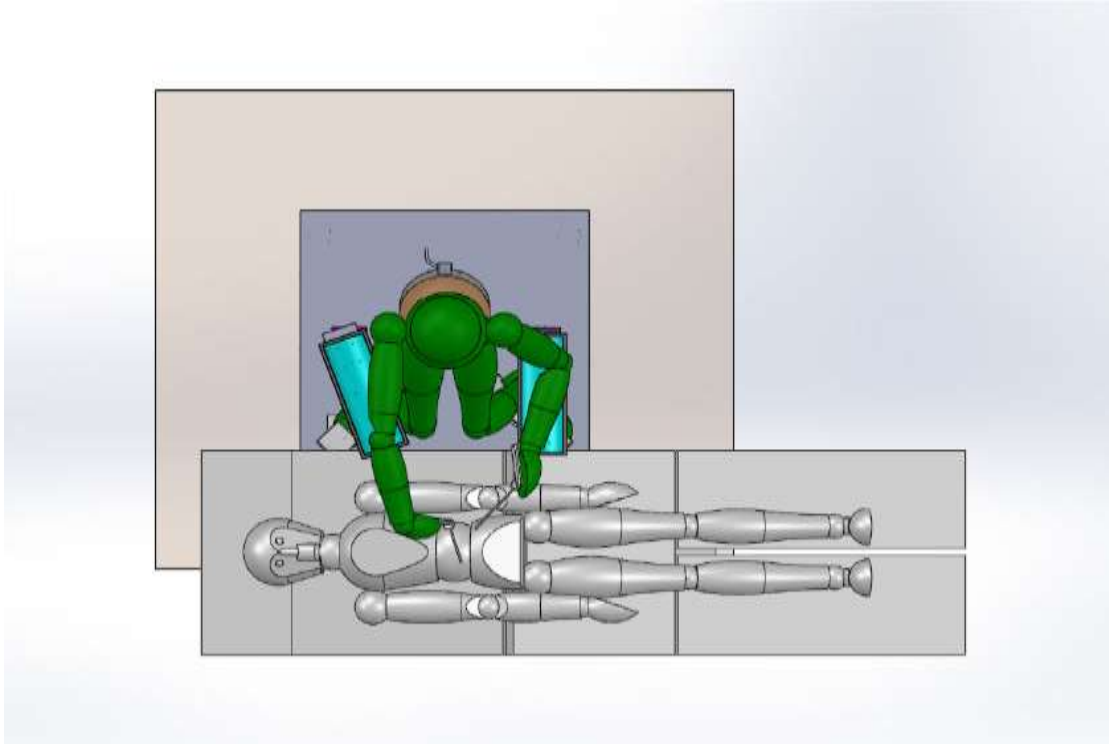
Sistemdeki dikey hareketleri kontrol edecek kumanda ara yüzünde insanın sürekli hareketleri ile sağlanabilecek bir eleman olarak pedallar düşünülmüş, yukarı aşağı hareketlerin teleskopik profiller içerisine yerleştirilmiş motorlar ile sağlanmasına karar verilmiştir. Kolların hareketi için iki ayrı seviyedeki yatay hareketler bir seviyede toplanmaya çalışılmıştır. Bütün ileri geri ve sağ sol hareketler kol dayama bölgesindeki iki parçalı kayar ve 30 derece dönebilen sistem içinde planlanmıştır. Bu yatay düzlemde ki hareketler, dikey hareketleri sağlaması düşünülen dikey teleskopik kolonların üzerinde konumlanmıştır (şekil 5.11).



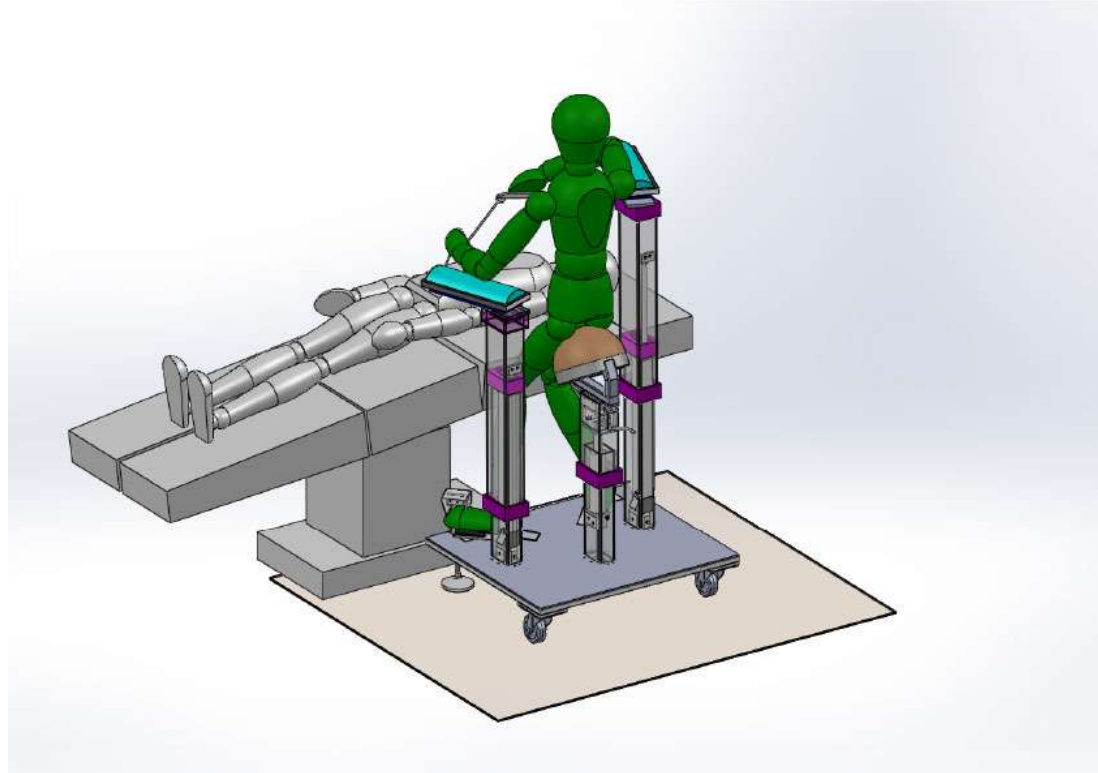
Şekil 5.11: İki parçalı kayar kol destekli ünite.

İlk kolçak tasarımı çalışmalarında iki parçalı birbiri üzerinde kayarak açılan malzemenin kaygan özelliklerini kullanan öneriler getirilmiştir. Bu öneriler cerrahın giysilerinin veya steril kolçak kılıfının sıkışma olasılığını azaltmak için bir parçalı kayar sisteme indirilmiştir (Şekil 5.12, 5.13).

Cerrahın ellerinde ameliyat aletleri olacağı için kol destek birimlerinin yatay hareketlerinin kol ve dirsek ile iterek dikey hareketlerinin ayak pedalları ile, sağlanması düşünülmüştür. Kol desteklerini taşıyan kolonlar teleskopik ve motorlu pedal kumandalı olarak önerilmiştir. Dikey hareketi sağlayan motorlar (Şekil D.5), kolonların içinde bulunacaktır ve sağ kolon sağ pedalla ve sol kolon sol pedalla kumanda edilecektir. Ayağın yukarı ve aşağı itme hareketlerine paralel olarak kol destek kolonunun aşağı yukarı hareket etmesi planlanmıştır.



Şekil 5.12 : Kayar sistem kol desteği üstten görünüş.



Şekil 5.13 : Kayar sistem arkadan görünüş.

Oturma elemanı:

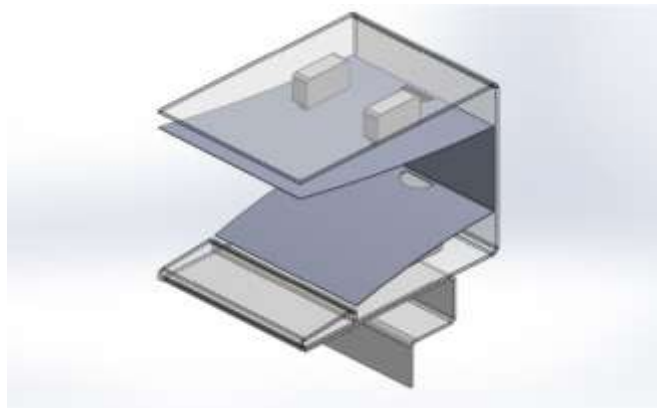
Oturma elemanı için ilk tasarım aşamalarında yatay hareket sağlamak amacıyla öne ve geriye yatay bir mili merkez alarak dairesel kesitte hareket edebilecek, tamamlayıcı dikey hareketlerin teleskopik olacağı mekanizmalar düşünülmüştür (Şekil 5.12).

Ameliyat öncesinde aşağı yukarı hareketinin pimle sabitlenebileceği teleskopik, yatay hareketler için kızaklı sistemlerin kullanılabileceği yüksek oturma veya dayanma amacıyla tasarımlar yapılmıştır (Şekil 5.13).

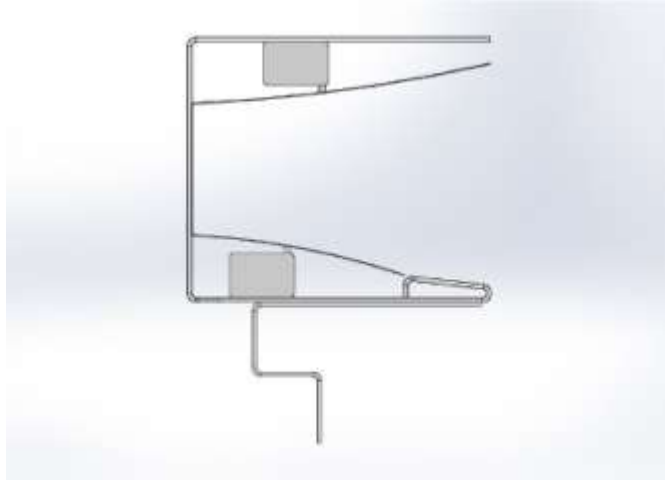
Tasarımın odak konusunun kol destekleri olmasından dolayı oturma biriminin hazır sistemler ile tasarlanmasına karar verilmiştir. Ofis sandalyelerinde kullanılan gaz amortisörleri aynı amaç için düşey hareket kontrolünde kullanılmıştır. Yatay hareketler için kayar sistem önerilmiştir.

Pedal tasarımı:

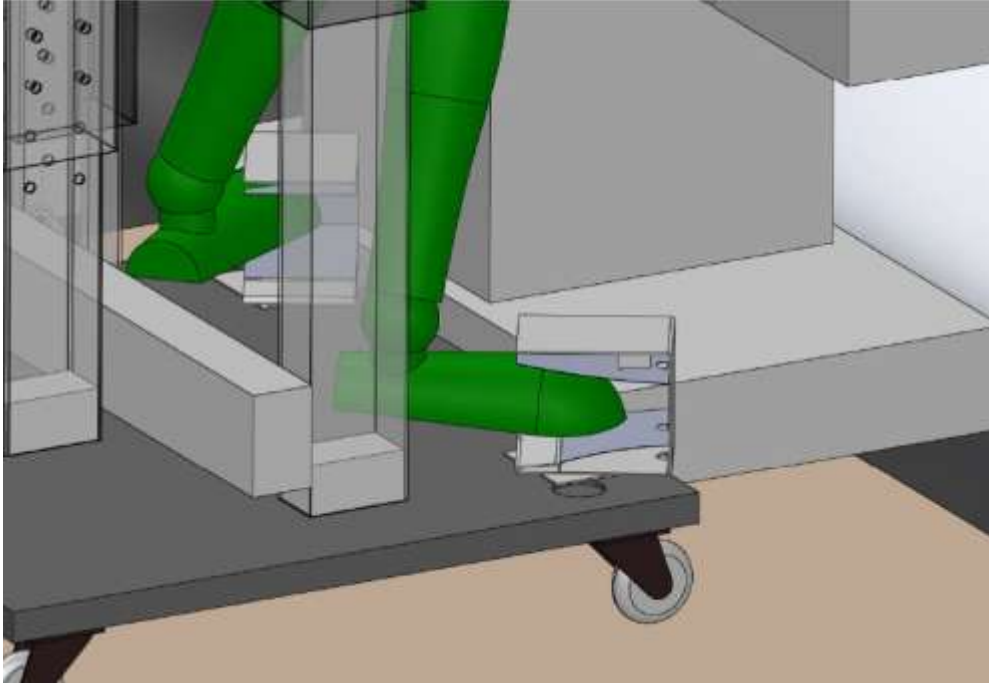
İlk pedal tasarımının prototipi yapılmış aşağı ve yukarı hareketleri iletmek için metal plakanın esneme özelliğinden faydalanılması ve limit anahtarı ile elektrik devresinin tamamlanması düşünülmüştür (Şekil 5.14, 5.15, 5.16). Aşağıya verilen ivmenin yukarıya verilene oranla çok daha kontrolsüz ve yüksek olması pedalın alt kısmı için yukarıdan farklı olarak gerçek bir pedal monte edilmesine karar verilmiştir. Metal plakanın da zamanla esneme özelliğini yitirerek kontrolsüz çalışabileceği anlaşılmıştır. Plakaların mafsallı kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 5.14 : Alt ve üst limit anahtarlı pedal.



Şekil 5.15 : Alt ve üst limit anahtarlı pedal (yandan).

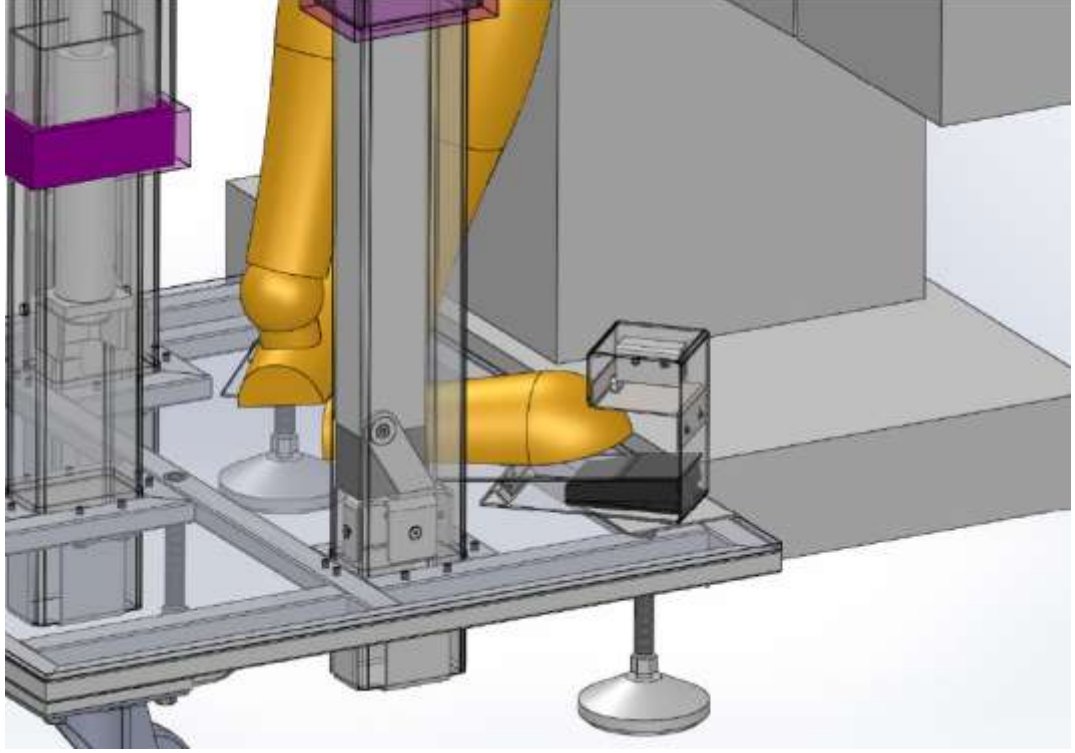


Şekil 5.16 : Alt üst limit anahtarlı pedal kullanımı.

Pedal ara yüzünde ayağın yanlışlıkla yukarı hareketi sonrası aşağıya çarparak ivme vermesini engellemek için ayak topuğunun kumanda işlevine katılması ve yukarı ivme verirken ayağın yorulmasını engellemek için yönlendirici bir plaka ilave edilmesine karar verilmiştir.

Ayağın yukarı aşağı hareketleri dışında hareketsiz konumunda da pedal yuvası içerisinde bulundurulabilmesi eklenen plaka sayesinde sağlanmıştır. Ayak topuğunun yere dayalı ve ayağın hareketsiz durumunda kumandalara çarpması engellenmiştir. Aynı konumda parmaklar yukarı doğru kaldırılırsa üstteki plakayı itmekte ve yukarı

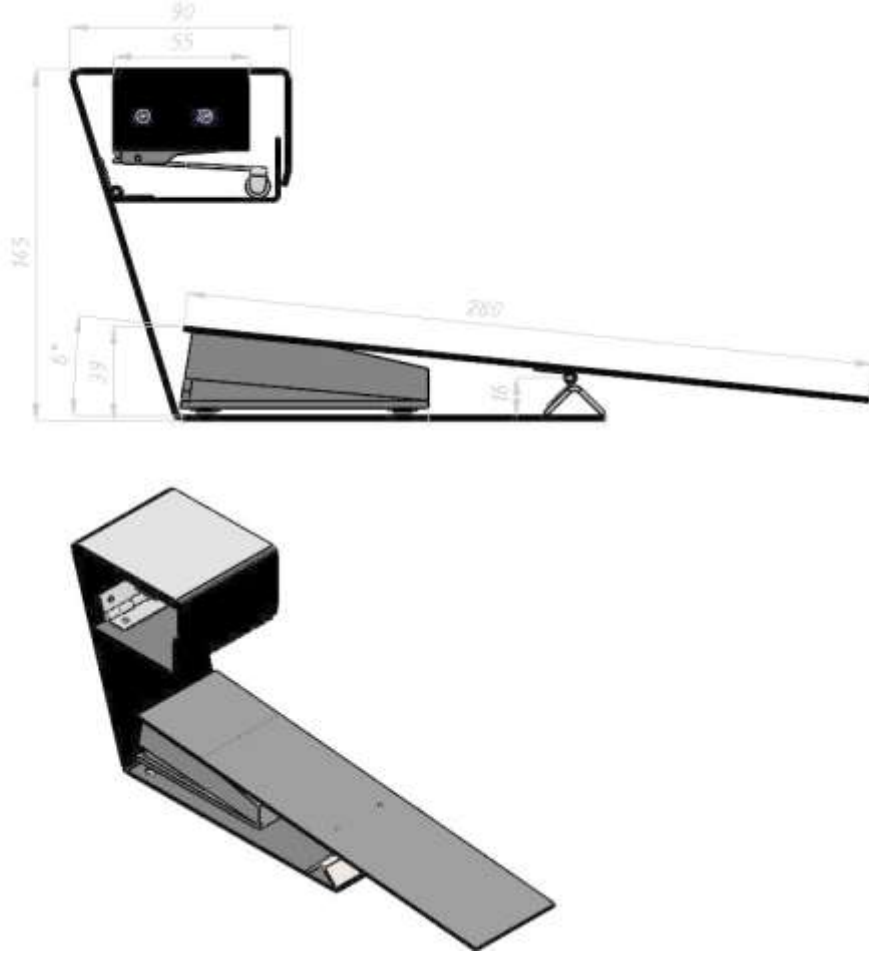
ivme verilmekte ivmeye bağı olarak kolon yukarı hareket etmektedir. Pedal yuvaları ameliyat öncesi cerrahın rahat edeceği yerde sabitlenmesi amacıyla planlanmıştır (Şekil 5.17, 5.18, 5.19).



Şekil 5.17 : Pedal detayı.



Şekil 5.18 : Pedal prototip boyut denemesi.



Şekil 5.19 : Pedal teknik resim.

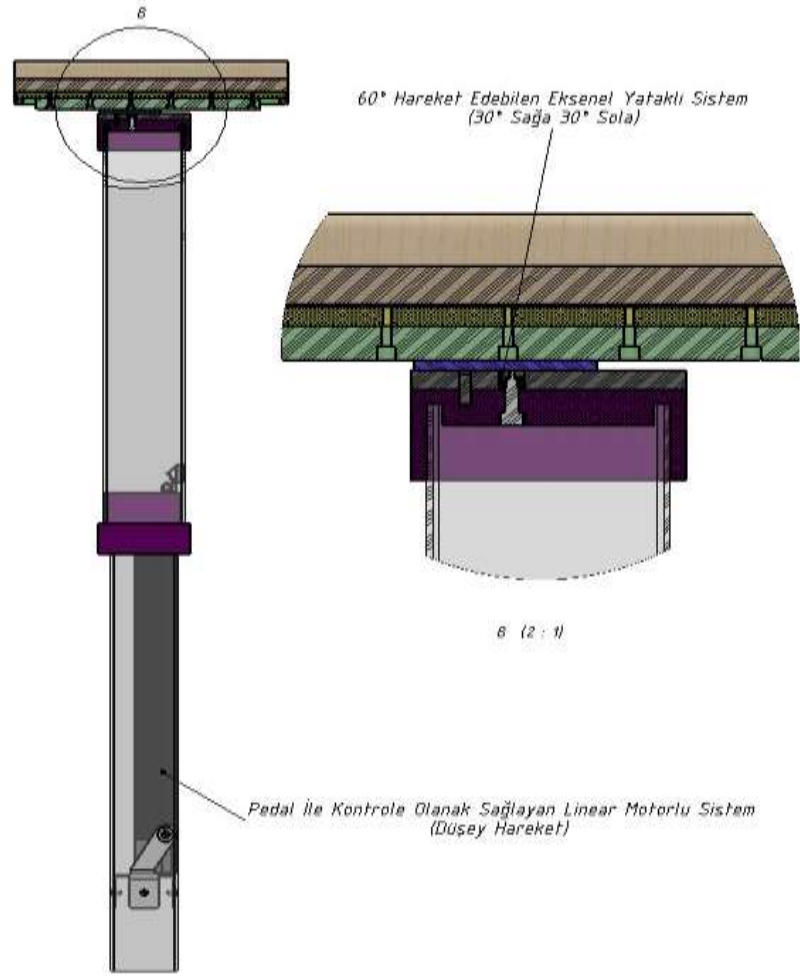
Kolçak tasarımı:

Kolçakta iki yönde yatay hareket önerilmektedir. İleri-geri hareketi cerrahın ameliyat masasına ne kadar yakın çalışmak istediği ile ilgilidir, kolçaktaki sağa ve sola dönme hareketi cerrahın kollarının sağa-sola konumlanmasına paralel hareket ile ilgilidir.

Kol kayar sisteminde kullanılacak hareket mekanizması için denemeler yapılmış, malzemenin niteliğine bağlı olarak çalışan, ince kesitli kayar sistemler denenmiş fakat kolçağın yanal yükler ve moment oluşturan yükler altında da sorunsuz çalışması için rulman barındıran sistemler kullanılmış ve ince kesitten kaçınılmıştır (Şekil 5.20).

Destek ünitesi elemanlarının kullanım öncesi ve kullanım içi olmak üzere iki etapta ayarlanması düşünülmüştür. Kullanım öncesi ayarları kullanıcının antropometrik

verilerine göre, kullanım içi ayarların çalışma pozisyonlarına göre yapılması öngörülmüştür.

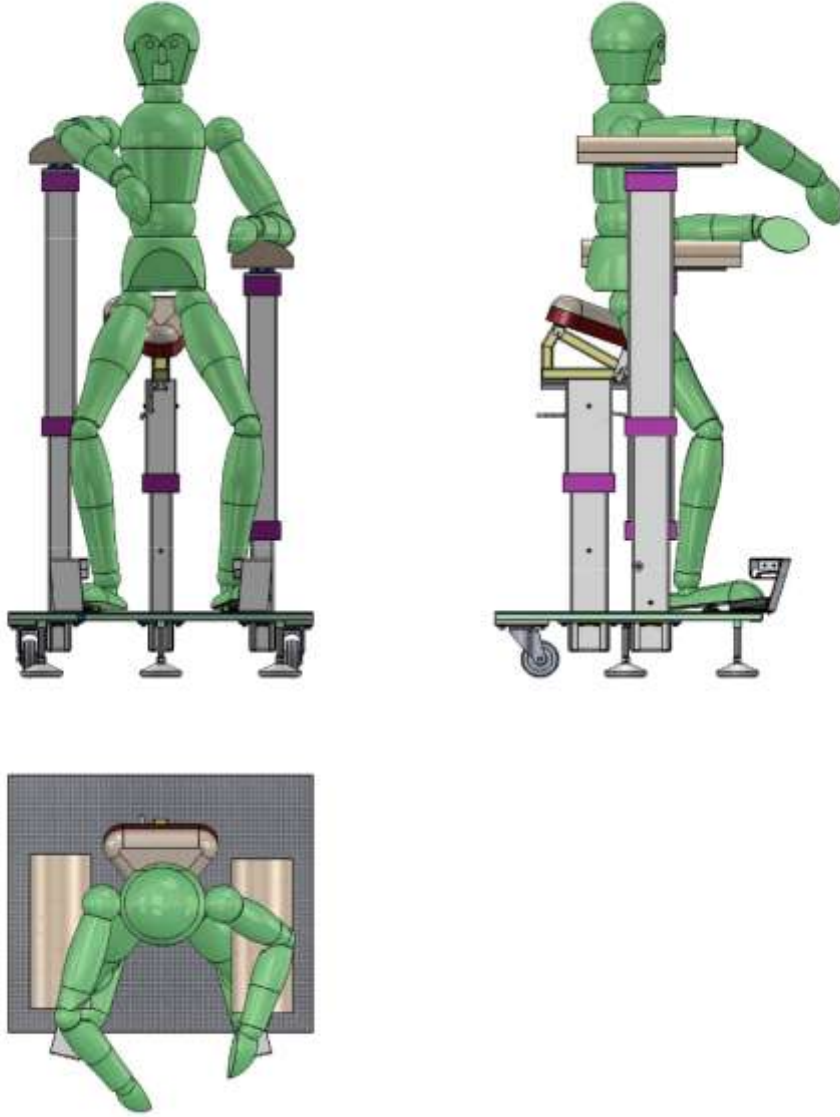


Şekil 5.20 : Kolçak detayı boyuna kesit ve görünüş.

Öngörülen ilk ayarlamamanın ameliyat süreci öncesi oturma elemanında, ameliyatı yapacak cerrahın antropometrik boyutları ve alışkanlıkları bağlamında kendisi veya ameliyat ekibindekiler tarafından yapılması ve sabitlenmesi öngörülmüştür. İkinci ayarlamamanın ameliyat süreci boyunca cerrah tarafından kol hareketlerine paralel olarak kol desteğinde yapılması öngörülmüştür. Kolçak üzerine yaslanan cerrahın kol hareketleri ile birlikte, dirsek ile verilen ivme ve sürtünme kuvvetinin yardımı ile kolçakların sağa-sola ve ileri-geri hareket edebilmesi ve cerrahın kolunu destekleyebilmesi düşünülmüştür.

5.2. Destek Ünitesi Birinci Prototip Tasarım ve Üretimi

Destek ünitesi (Şekil 5.21) platform üzerinde konumlanan oturma (yüksek oturma) elemanı ve oturma elemanının iki yanında yer alan cerrahın kollarını dayayabilmesi için tasarlanmış desteklerden oluşmaktadır. Oturma elemanının ileri-geri ve yukarı-aşağı hareket ettirilerek ayarlanabilmesi sağlanmıştır. Kol desteklerinin üç düzlemde hareket etmesi sağlanmıştır. İleri-geri hareketler kolçak ve taşıyıcı kolon bağlantısında yer alan bilyeli mekanizma, sağa-sola hareketler birbiri üzerinde kayan poliyamid yataklar ile hareketlerin sınırlandırılması da pimler ile sağlanmıştır.



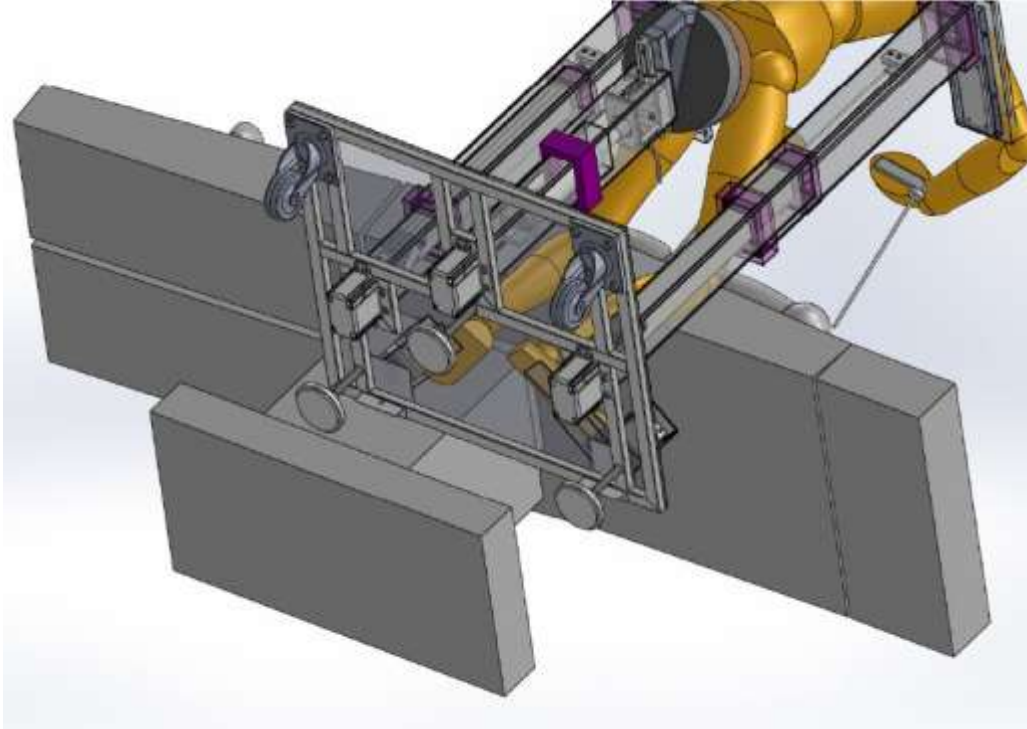
Şekil 5.21 : Birinci prototip üretim öncesi robotlu görüşler.

Kolaklar üzerlerinde bulundukları teleskopik kolonların ayak ile kumanda edilen pedalları aracılığı ile aşağı yukarı hareket etmektedir. Sağ ve sol kolon birbirinden bağımsız olarak iki adet pedala uygulanan aşağı ve yukarı g ile kolonların içerisine bulunan elektrik motorları ile hareket ettirilmektedir. Ameliyat sürecinde cerrahın kol yüksekliklerinin değişimine paralel olarak kolçak yüksekliklerini ayarlayabilmesi için, pedalların aşağı hareketi ile kol destekleri aşağı inmekte, yukarı hareketi ile yukarı çıkmaktadır. Pedallar üzerinde ayakları yukarı aşağı yönlendirmek için orta kısımları alttan mafsallı, ayakların dayanacağı plakalar kullanılmıştır. Cerrah ayaklarının n kısımlarını pedal yuvasına sokarak ve ayaklarını plakalar üzerine yerleştirerek ayağının n kısmının aşağı hareketi ile alttaki pedala basıp kolçak kolonunu aşağı hareket ettirmekte, yukarı hareketi ile üstteki anahtarı yukarı itmekte ve kolçak kolonunu yukarı hareket ettirmektedir (şekil 5.22).



şekil 5.22 : Pedal mekanizma denemesi.

Destek ünitesinin zemini üstü sac kaplı çelik profil iskelettir. Gerekğinde sabitlenebilen iki adet tekerlekle hareket ettirilmektedir. Üç adet sabit ayak üzerinde taşınmaktadır. Oturak ve kolçak taşıyıcıları platform üzerinde hazırlanmış yuvalara sabitlenmişlerdir.(Şekil 5.19) Kolçak kolonunun altından ve pedallardan çıkan kablolar platform yuvalarından geçerek platformun altında toplanmışlardır. Üretilen prototip destek ünitesi (Şekil 5.24, 5.25) Kablo ve fiş yardımı ile elektrik prizine bağlanmaktadır.



Şekil 5.23 : Platform alt detayı.



Şekil 5.24 : Birinci prototip (yan görünüş).



Şekil 5.25 : Birinci prototip (ön görünüş).

5.2.1. Birinci prototip destek ünitesinin cerrahlar tarafından denenmesi ve bulguları

Üretilen prototip destek ünitesi İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Travmatoloji ve Acil Cerrahi bölümü doktorları tarafından denenmiştir. Ünite küçük bir laparoskopik girişim sürecinde Dr. C. E. ve başka üç cerrah tarafından ameliyathane dışında denenmiştir (Şekil 5.26).



Şekil 5.26 : Birinci prototipin ameliyathanede denenmesi.

Cerrahların görüşleri ve talepleri:

Kol desteklerinin bulunduğu konumda görüşü daralttığı ve hareket serbestliğini kısıtladığı bildirilmiştir.

Oturma elemanının rahat oturmaya uygun olması ve oturmanın ileri geri hareketlerinin ameliyat sürecinde cerrah kontrolü ile yapılması istenmiştir.

Oturma elemanında bel desteği olması istenmiştir.

Çalışma istasyonunun daha küçük olması ve daha kolay hareket ettirilmesi gerektiği söylenmiştir.

Gözlem bulguları:

Cerrah destek ünitesinin kolçaklarını rahat kumanda edebilmek için cerrahların pratik yapması ve destek ünitesine alışması gerektiği düşünülmüştür.

Kolçakların daha kontrollü hareket etmesi ve durduruldukları pozisyonda sabit kalmaları gerektiği belirlenmiştir. Kol desteğinin gerekliliğini sağlıklı denetebilmek için öncelikle oturma elemanının daha rahat olması gerektiği görülmüştür.

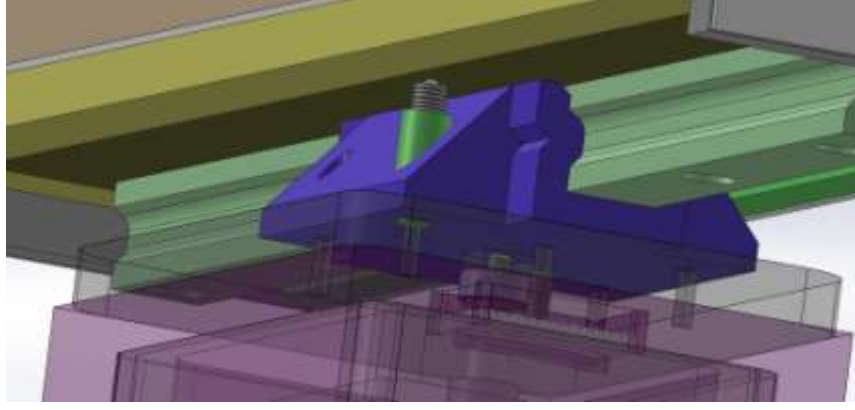
5.3. İkinci Prototip Destek Ünitesi Tasarımı ve Üretimi**Oturak Tasarımı Değişikliği:**

Oturma elemanının oturma ve yüksek oturma amaçlı olmaktan çıkarılmasına ve sadece rahat oturma amaçlı olmasına, ileri geri hareketlerinin kolaylaştırılmasına karar verilmiştir. Oturmanın ileri geri hareketinin cerrahın vereceği ileri geri güçlü ivmeler ile sağlanmasına karar verilmiştir.

Oturma döşemesi ahşap kontrplak üzerine uygulanmıştır. Ahşap kontrplak altındaki taşıyıcı kolona rulmanlı kayar sistem ile bağlıdır. Sistemin kayar parçasına bilye yuvaları açılmıştır. Kayarak ilerleyen oturağın karşı karşıya geleceği bu yuvalara giren yaylı bilye ile sabit duruş sağlanması amaçlanmıştır.

Kolçak Tasarımı Değişikliği

Kol destekleri destek fonksiyonunu rahatlıkla denemek amacıyla, ameliyat sürecinde öne abanarak kol desteğine yüklenileceği öngörüldüğü için platformun önüne doğru konumlandırılmıştı. Cerrahın görüşünü rahatlatmak için kol destek kolonları oturma elemanı ile aynı doğrultuya yerleştirilmiştir. Kolçakların gerektiğinden daha geniş olduğu biliniyordu, geniş olmasının rahatlık sağlayacağı düşünülmüştü, gözlemler sonucu cerrahın görüşü ve hareketleri için gerekli alanı açmak için daha dar olması



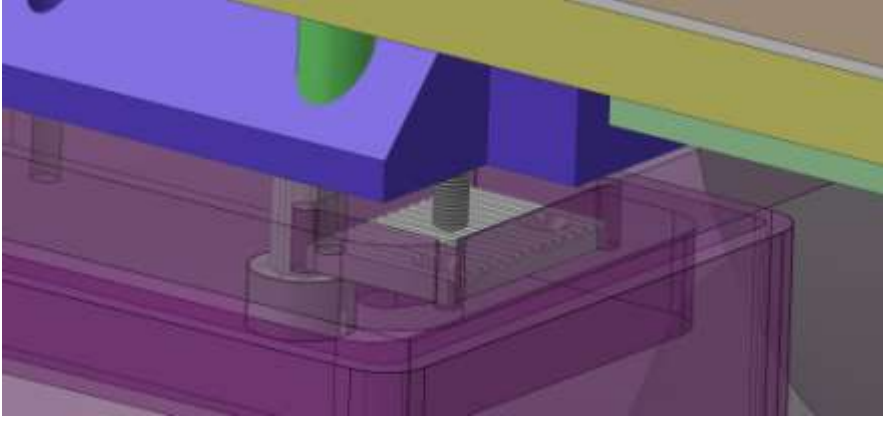
Şekil 5.28 : Kolçak ileri geri hareketinden pozisyon pimi detayı.



Şekil 5.29 : İleri geri mekanizması pozisyon pimi ve yüzeyi.



Şekil 5.30 : İleri geri pozisyon pimi alt görünüş.



Şekil 5.31: Kolçak sağa sola hareketinden pozisyon pimi detayı.



Şekil 5.32 : sağa sola pozisyon pimli mekanizma.

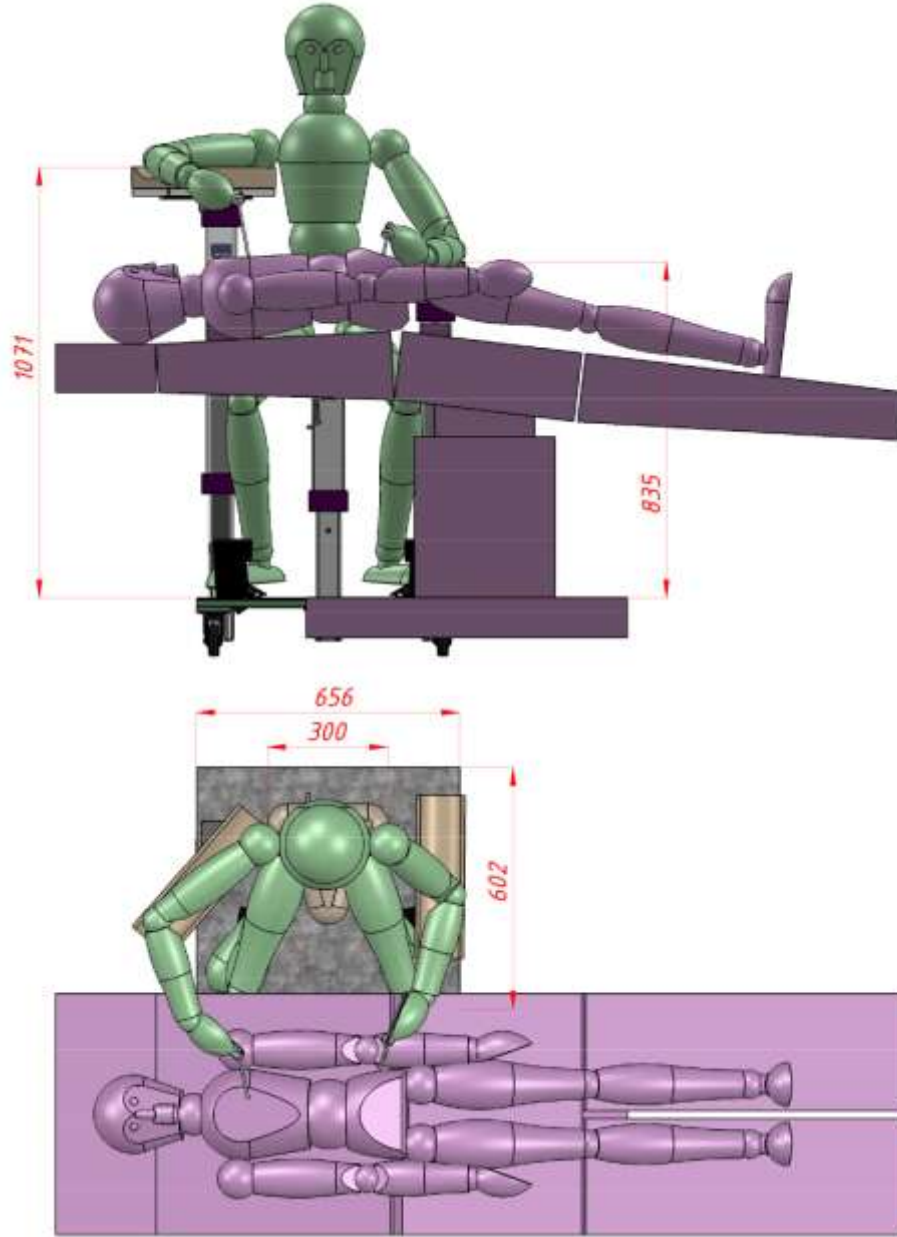


Şekil 5.33 : sağa sola pozisyon pimi ve yüzeyi.

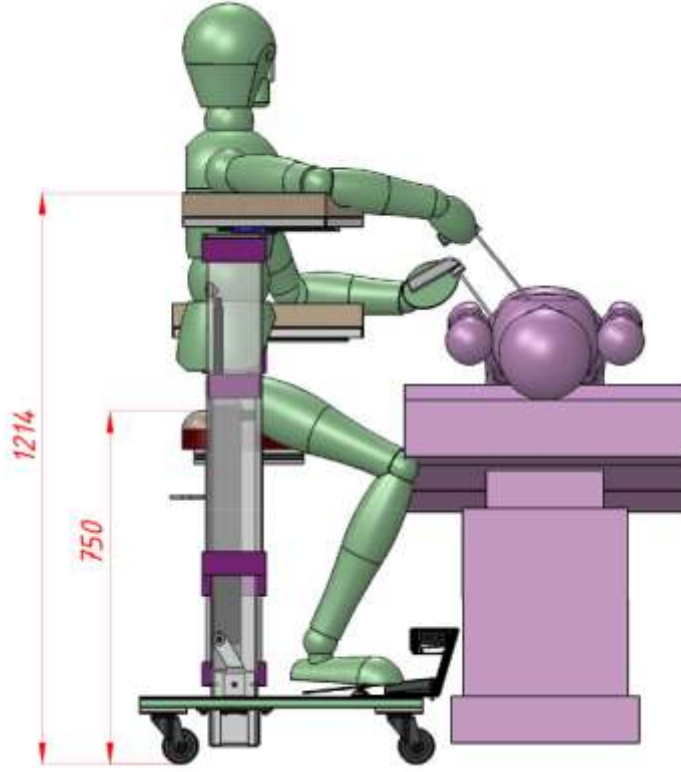
Platform değişikliği:

Tüm platform ameliyathanede daha az yer kaplaması amacıyla çevresinden küçültülmüştür. Sabit ayaklar nedeniyle platformun yer değiştirilme ve taşınma sırasında zorlanmalara neden olduğu görülmüş ve sabit ayakların da tekerlekler ile değiştirilmesine karar verilmiştir. Tüm platformun dört adet ikisi kilitlenebilir fonksiyonda tekerlekler ile taşınmasına karar verilmiştir.

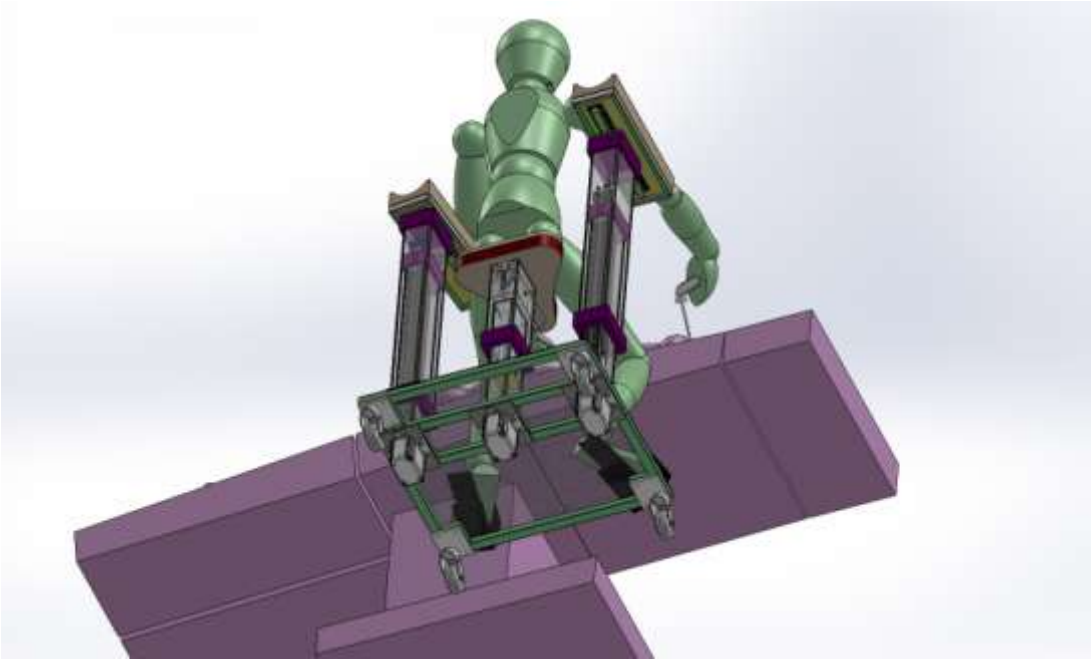
İkinci prototip destek ünitesi çizimler (Şekil 5.34, 5.35, 5.36) ve fotoğraflar ile gösterilmiştir (Şekil 5.37, 5.38).



Şekil 5.34 : İkinci Prototip robotlu önden ve üstten görünüş.



Şekil 5.35 : İkinci Prototip robotlu yandan görünüş.



Şekil 5.36 : İkinci Prototip robotlu alttan görünüş.



Şekil 5.37 : İkinci prototip (yan görünüş).



Şekil 5.38 : İkinci prototip (ön görünüş).

5.3.1. İkinci prototip destek ünitesinin cerrahlar tarafından denenmesi ve bulguları

5.3.1.1. İkinci prototip destek ünitesi birinci denemesi

İkinci prototip destek ünitesi birinci denemesi, ilk prototipinde denendiği İstanbul Üniversitesi Çapa Tıp Fakültesi Hastanesi, Travmatoloji ve Acil Cerrahi Bölümün de ilk prototipi deneyen cerrah tarafından laparoskopi tekniği ile yapılan bir ameliyatta denenmiştir (Şekil 5.39, 5.40, 5.41).



Şekil 5.39: İkinci prototip destek ünitesinin ameliyathanede denenmesi.

Ameliyathanede toplam iki saatlik bir ameliyatın 40 dakikası boyunca denenmiş ve fotoğraflarla gösterilmiştir. Temel ameliyat ekibi cerrah, asistan cerrah ve ameliyat hemşiresinden oluşmaktadır. Destek ünitesi Dr. C. E. tarafından ameliyathanede ayrıca üç uzman cerrah tarafından da ameliyathane dışında denenmiştir. Ameliyathane dışı denemeler cerrahların laparoskopik ameliyat pratikleri doğrultusunda laparoskopik işlemlerden uyarlanan, benzer pozisyonlarda denenmiştir.



Şekil 5.40 : Kol desteğinin cerrah tarafından kullanılması.



Şekil 5.41: Kol desteğinin iki cerrah tarafından paylaşılarak kullanılması.

Deneme sonuçlarını analiz edebilmek için önceden hazırlanan cerrahların cevaplamaları için sorular ve kontrol listesi nden oluşan form (Çizelge E.4) doğrultusunda kayıtlar tutulmuştur. Cerrah destek ünitesi oturma pozisyonunda denenmiştir.

5.3.1.2. İkinci Prototip destek ünitesi ikinci denemesi

İkinci deneme Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Hastanesi, Genel Cerrahi bölümü ameliyathanelerinde yapılmıştır. Cerrah destek ünitesi safra kesesi için yapılan laparoskopi tekniği kullanılan bir ameliyatta bir saat süre ile Dr. B. B. tarafından denenmiştir (Şekil 5.42, 5.43).



Şekil 5.42 : İkinci prototip destek ünitesinin ameliyathanede ikinci denenmesi.

Aynı cerrah ve ekibi destek ünitesini ilk önce bir açık ameliyatta ilk 20 ve son 20 dakikalarında, hastanın üzerine eğilerek girişim gerektirmeyen pozisyonlarda kullanarak destek ünitesi kullanımında alışkanlık kazanmıştır. Temel ameliyat ekibi bir cerrah, iki asistan cerrah ve bir ameliyat hemşiresinden oluşmuştur. Ameliyat süreci dışında da beş cerrah tarafından ameliyat pratikleri doğrultusunda laparoskopik işlemlerden uyarlanan benzer pozisyonlarda denenmiştir.



Şekil 5.43 : İkinci prototip ikinci denemede kol desteğinin kullanımı.

5.4. Denemelerin bulguları ve analizi

Cerrah destek ünitesi iki cerrah tarafından ameliyat sürecinde toplam dört kere kullanılmış ve denenmiştir. Sekiz cerrah ise ameliyat masası önünde laparoskopi tekniğinin pratiklerine uyarak denemişlerdir. Cerrah destek ünitesi denemeleri, gözlemleri ve sorgulamaları ile cerrahların ameliyat sürecinde kollarının desteklenmesinin duruş pozisyonlarına olan iyileştirme etkisi ve yorulmayı engelleyici etkisi test edilmeye çalışılmıştır. İki ameliyat sürecinde olmak kaydıyla toplam on cerrah tarafından yapılan denemelerin sorgulama sonuçları çizelge ile gösterilmiştir (çizelge 5.4).

Cizelge 5.4 : Sorgulama sonuçları.

	Dr. C. E.	Dr. B. B.	Dr. S. Ç.	Dr. M. V.	Dr. K. G.
Yaş	55	40	52	38	35
Boy	180	180	173	185	183
Kilo	77	86	82	75	115
Ameliyat Deneyimi (yıl)	28	16	27	14	11
Kol Destekli Çalışma Deneyimi	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
Oturarak Çalışma Deneyimi	Yok	Yok	Var	Var	Yok
Kol Destekleme İsteği	"Düşünmedim"	"Yorulunca, evet"	"Omuz ve sırt için iyi olur"	"Evet"	"Kamera tutarken"
Oturma İsteği	Var	Var	Var	Var	Var
CDÜ Oturak Değerlendirmesi	"Bel destekli olmalı"	"Yeterli"	"Esnek ve sırt destekli olmalı"	"Bel destekli ve dairesel tabanlı olmalı"	"Daha yumuşak olmalı"
CDÜ Kolçak Değerlendirmesi	"Yeterli"	"Stabil olmalı"	"İyi, geliştirilebilir"	"Dikey mafsallı çalışabilmeli"	"İyi, dış duvarı yüksek olabilir"
CDÜ Pedal Değerlendirmesi	"İyi, el kumandası tercih edilir"	"İyi, el kumandası tercih edilir"	"Pedallar birleştirilmeli"	"İyi"	"İyi, aşağı hareketi geliştirilebilir"

Cizelge 5.4 : (devam) Sorgulama sonuçları

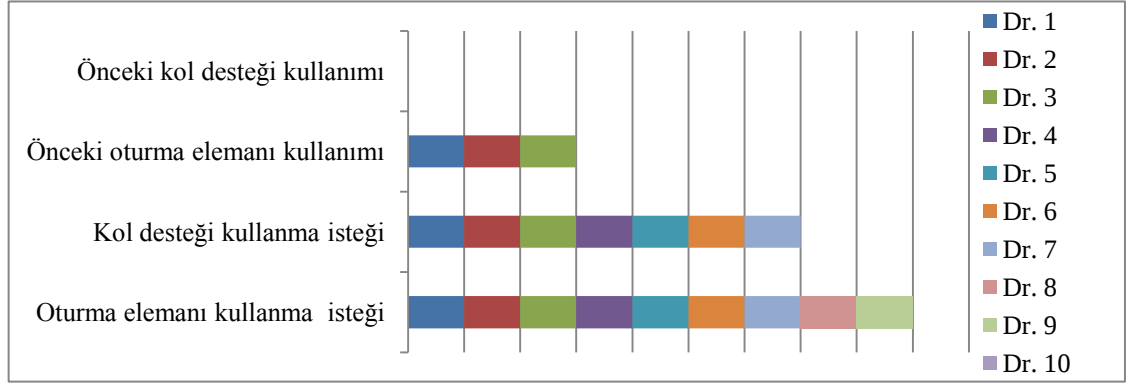
	Dr. M. İ.	Dr. H. Y.	Dr. K. Z.	Dr. A. D.	Dr. S. T.
Yaş	33	42	43	40	36
Boy	169	180	175	178	178
Kilo	73	75	77	120	85
Ameliyat Deneyimi (yıl)	9	18	23	13	10
Kol Destekli Çalışma Deneyimi	Yok	Yok	Yok	Yok	Yok
Oturarak Çalışma Deneyimi	Yok	Yok	Yok	Var	Yok
Kol Destekleme İsteği	"Olabilir"	"Olabilir"	"Hayır"	"Hayır"	"Hayır"
Oturma İsteği	Var	-	Var	Var	Yok
CDÜ Oturak Değerlendirmesi	"Sırt desteği olmalı"	-	-	"Daha rahat olmalı"	"Gerek yok konsantrasyonu azaltır"
CDÜ Kolçak Değerlendirmesi	"Yeterli"	"Yeterli"	"Gerek yok"	"Yeterli"	"Gerek yok konsantrasyonu azaltır"
CDÜ Pedal Değerlendirmesi	"Yeterli"	-	"İyi, aşağı hareketi geliştirilebilir"	"Yeterli"	-

Ameliyat süreci denemeleri cerrahların ameliyat masasına olan hâkimiyetlerinin kısıtlanmayacağı ameliyat akışının etkilenmeyeceği durumlarda yapılmıştır. Dr. C. E. ve Dr. B. B. Cerrah Destek Ünitesini (CDÜ) ameliyat yaparken kullanmışlardır. Destek ünitesinin aynı cerrahlar tarafından denenme sayısı arttıkça kolçak hareket kabiliyetinin daha iyi anlaşıldığı gözlenmiştir. Pratik yaparak alışma süreci geçildikten sonraki ikinci denemelerin süreleri uzamıştır. Cerrahlarla yapılan sorgulama sonuçları dört grafik halinde gösterilmiştir (Cizelge 5.5, 5.6, 5.7, 5.8).

Cerrahların kol desteği ve oturma elemanı kullanmaya hiç alışık olmadıkları belirlenmiştir. Cerrahların hiçbiri daha önce kol desteği kullanmadıklarını

söylemişlerdir. ‘Kol desteği kullanmak istedinizmi’ sorusuna ise; aklıma hiç gelmedi, olabilir, kamera tutarken, yorulunca kullanmak isterim, cevaplarını vermişlerdir. İki doktor destek isterdim, iki doktor ise istemezdim şeklinde cevap vermiştir. Bir doktor kolları desteklemek isteyeceğini, omuz ve bel ağrılarını azaltacağını söylemiştir (çizelge 5.5).

Çizelge 5.5 : Kol desteği ve oturma elemanı geçmiş deneyimi ve kullanma istekleri



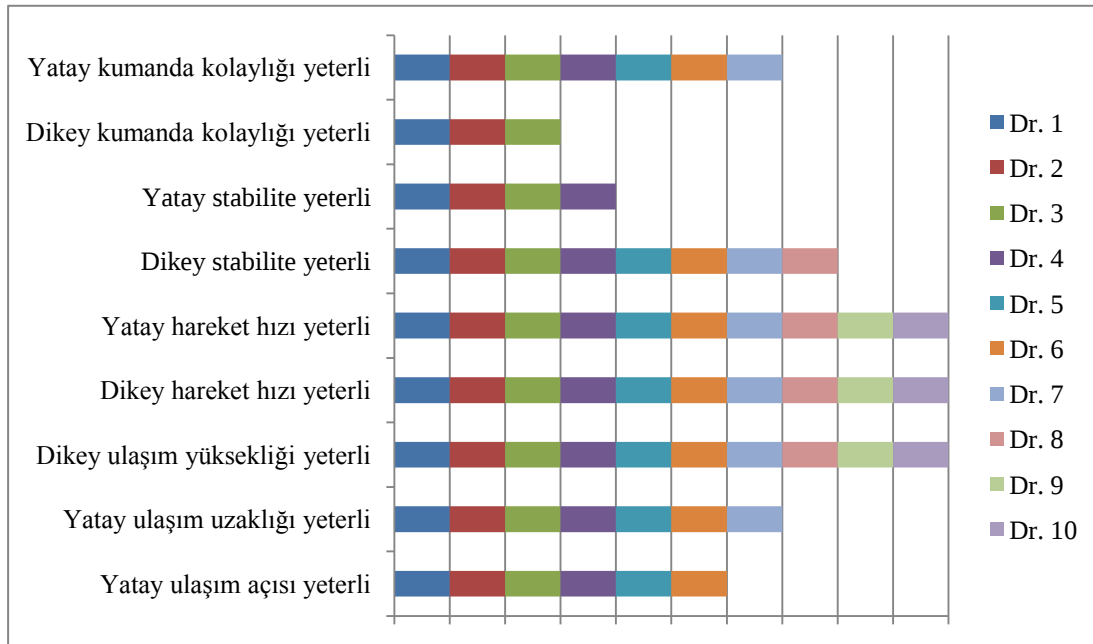
Bir cerrah çok uzun ameliyatlarda oturduğunu, bir cerrah yorulduğu zamanlar oturduğunu, bir cerrah pozisyon gereği ekranı kapatmaması gerektiği zaman oturduğunu söylemiştir. Bir cerrah ise ameliyat tipinin izin verdiği ameliyatlarda oturarak çalıştığını söylemiştir (kilosu 120kg). Bir cerrah yurt dışındaki çalışmalarını sürecinde oturarak ameliyat yaptığını, diğerleri ise oturarak çalışmadıklarını söylemişlerdir. Bir cerrah dışındaki tüm cerrahlar oturarak çalışmak isteyeceklerini belirtmişler ve oturma elemanında bel desteği de istemişler, iki cerrah ise daha rahat döşeme istemişlerdir, bir cerrah ise esnek bel desteği ve dönerli oturak istemiştir, bir cerrah ise bu soruyu cevapsız bırakmıştır.

İkinci prototip aşamasında platformun hareket kabiliyetinin artırılmış olması uygun bulunmuştur, daha da artırılmasının uygun olacağı söylenmiştir. Platformun küçültülmüş olması da uygun bulunmuştur ama halen çok yer kapladığı söylenmiştir ama bunun yanısıra ameliyatta kullanılan aletlerin kumandaları için pedallara yer sağlanması gerektiği de bildirilmiştir. İkinci prototip aşamasında sol kolda yapılan kolçak stabilitesini arttıran değişiklikler olumlu karşılanmıştır ve ikinci deneme sürecinden önce aynı değişiklik sağ kolda da yapılmıştır. Kolçak stabilitesinin artırılmış olması da uygun bulunmuş fakat daha stabil olması istenmiştir.

Kolçakların yatay hareketleri ve taşıyıcı kolonların hızı yeterli bulunmuştur. Denemelerde kol desteklerinin ileri ve orta pozisyonları tercih edilmiştir. Sağa sola pozisyonları ortaya yakın olarak tercih edilmiştir. Bir cerrah kolçak döşemesinin yanlarındaki yüksek kenar kısımlarının daha yüksek olması durumunda daha rahat kumanda edilebileceğini söylemiştir. Bir cerrah kolçağın sağa ve sola hareketlerinin de kayarak yapılmasını ön veya arka kısımlarında istenirse dikey yönde de açılı hareket edebilmesini istemiştir.

İki cerrah yükseklik ayarının ayak yerine elle yapılmasını istemişlerdir. İki cerrah dikey hareket pedallarının aşağı hareketinin ayağın ağırlığı ile istenmeden hareket edebileceğini belirtmişlerdir. Cerrah destek ünitesi deneme sonucu grafik ile gösterilmiştir (çizelge 5.6).

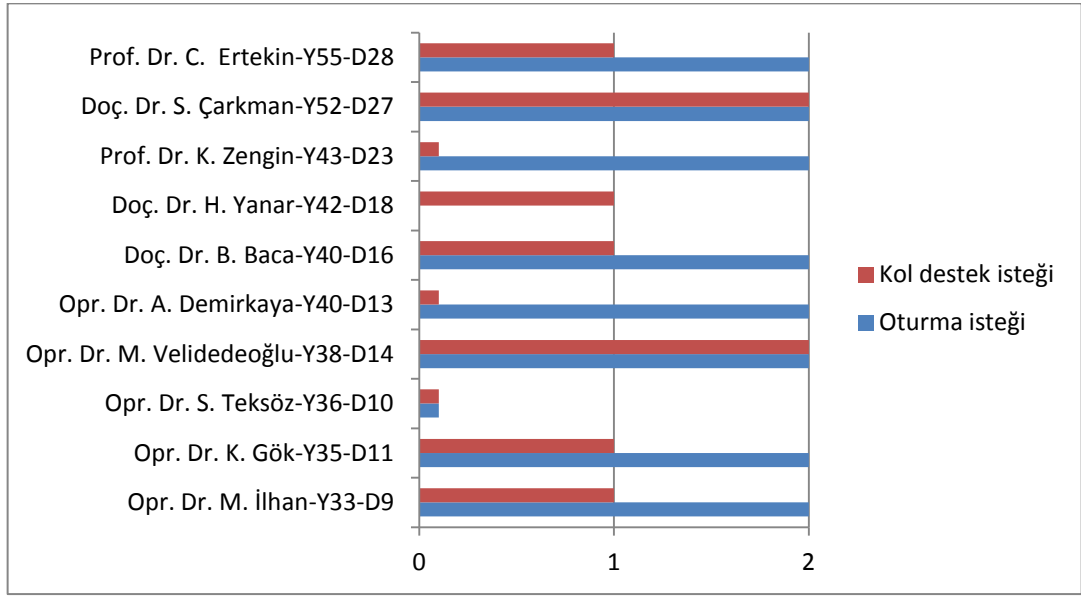
Çizelge 5.6 : Prototip cerrah destek ünitesi kullanıcı (cerrah) değerlendirmeleri



Prototip CDÜ cerrah değerlendirmeleri sonucu olarak dikey kumanda (pedal) kullanma kolaylığı en düşük ve kolçağın yatay stabilite özelliği 2. En düşük değer olarak belirlenmiştir.

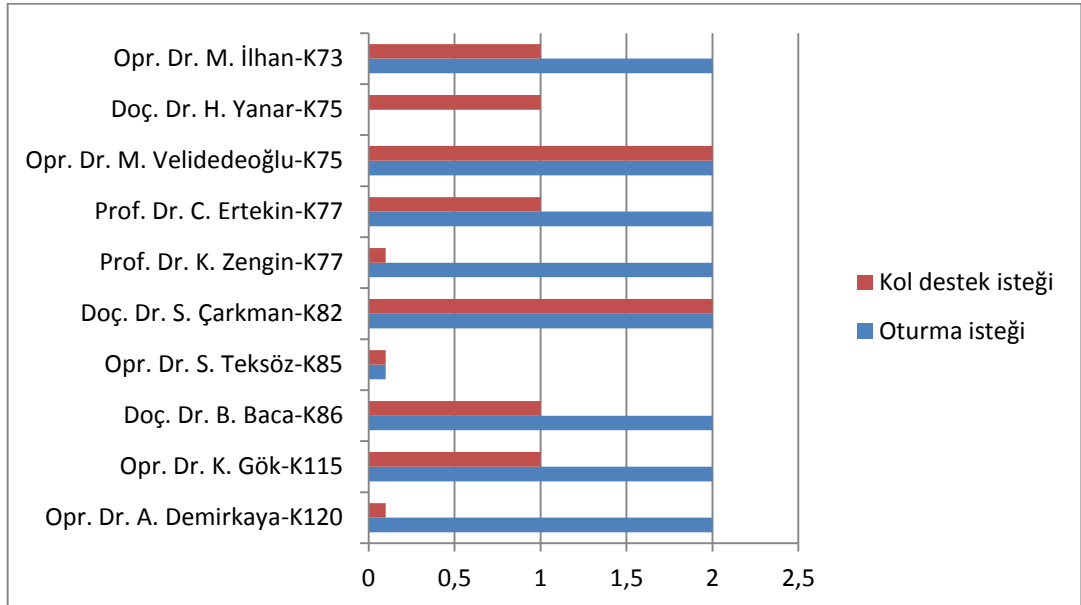
Ameliyat yaparken kol desteği ve oturma elemanı kullanım isteğinin yaş ve ameliyat yapma deneyimine göre (çizelge 5.7) ve beden ağırlığına göre dağılımı (çizelge 5.8) gösterilmiştir.

Çizelge 5.7 : Yaş ve deneyime bağlı kol desteği ve oturma isteği.



Kol desteği ve oturma isteğinin yaş veya deneyime bağlı bir dağılım göstermediği saptanmıştır. Oturma isteğini belirten sekiz cerrahtan altısı oturma biriminin daha rahat ve bel destekli olmasını bu soru kendilerine sorulmadan istemişlerdir. Bel desteği önerilirse hepsi daha rahat olacaklarını belirtmişlerdir.

Çizelge 5.8 : Beden ağırlığına(kilo) bağlı kol desteği ve oturma isteği.



Kol desteği ve oturma isteğinin beden ağırlığına bağlı bir dağılımı saptanmamıştır. Cerrahlar destek ünitesinin iki saat gibi veya daha uzun süreli ameliyatlar için daha uygun olacağını belirtmişlerdir. Özellikle plastik cerrahi ve göz ameliyatlarında da verimli kullanılabileceğini söylemişlerdir.

Kol desteği ve oturma isteğinin cerrahların yaptıkları ameliyat tipleri, ameliyat süreleri, ameliyat donanımıyla ilgili kullanım alışkanlıkları ile ilgili olduğu düşünölmektedir. Deneme yapan cerrahlar genel olarak kolları dinlendirmenin olumlu olacağını ve oturarak ameliyat yapmak isteyeceklerini söylemişlerdir.

Ameliyat yapan cerrahlar ünitenin masaya daha fazla yanaştırılabilmesini istemişler, hastadan uzak kaldıklarını söylemişlerdir. Üç cerrah destek ünitesi üzerindeki tüm ayarları kendileri yapabilmek istemişler dolayısı ile koltuk yükseklik ayarında steril olmasını istemişlerdir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Cerrah destek ünitesi özellikle laparoskopi tekniğinin uygulandığı minimal invaziv ameliyatlara düşünülerek tasarlanmıştır. Bu ameliyatlardaki cerrah pozisyonları diğer ameliyatlardakilerden belirgin farklılıklar göstermektedir. Bu farklar ameliyat tekniğinin açık ameliyatlardan farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Laparoskopik ameliyatlarda cerrah ameliyat masasında yatan hastayla sadece kullanılan aletlerin yerleştirilmesi aşamalarında anlık görsel iletişim kurmaktadır. Ameliyat süresince karşısında asılı duran monitöre bakarak ellerini dirsek seviyesinin üzerinde çok çeşitli açılarda kullanarak ve işlemin gereklerine bağlı olarak statik pozisyonda tutarak ameliyat yapmaktadır. Laparoskopi tekniğinde uygulanması gereken işlemler ameliyat masası yüksekliği bağlamında, cerrahları ağır çalışma yüksekliğinde hassas çalışmaya zorlamaktadır (Şekil 2.3) (2.4.3. Ayakta ve oturarak çalışma). El pozisyonu ve bakış açısı çalışanların oturma yüksekliğini belirlemektedir (2.8.2. Çalışma pozisyonları) laparoskopik ameliyatlarda cerrahın el yüksekliği ve özellikle bakış açısı çalışma sürecinde değişmektedir.

Cerrahların duruş pozisyonlarını desteklemek için en ideal sistemin bir gölge taşıyıcı olacağı düşünülmüştür. Cerrahın hareketleri bir gölge gibi takip edilerek desteklenebilirse kas iskelet sistemindeki yüklerin minimum seviyeye indirilebileceği hedefine odaklanılarak tasarım prensipleri geliştirilmiştir. Bu bağlamda tasarım çalışmasına ameliyat işlemlerinde dirsek yüksekliğinin üzerinde fleksiyon ve abduksiyon durumunda kullanılan eller ve kolların (şekil 2.11) desteklenmesi ile başlanması düşünülmüştür. Desteklenmeyen bu yüklerin omuz ve bel bölgesinde biriken hasar rahatsızlıkları oluşturduğu bilinmektedir (2.7.1.3.Omuz eklemleri, 2.7.3. Bel bölgesinde biomekanik etkiler, 2.9. Kas iskelet sisteminde çalışma pozisyonlarına bağlı meslek hastalıkları).

Kendileri ile sorgulama yapılanlar içerisinde, oturarak çalışmak isteyen cerrahların tümü bel desteği talep etmişlerdir. Kolların desteklenmesinin bu rahatsızlıkların önlenmesinde etkili olması beklenmektedir. Bel desteği kullanma isteğinin

cerrahların ameliyat sürecinde gözlemlenen eğilmiş, burulmuş ve kambur duruş pozisyonlarının da, bel bölgelerinde biriken hasar rahatsızlıklarını oluşturduğunun göstergesi olarak değerlendirilmiştir (2.9. Kas iskelet sisteminde çalışma pozisyonlarına bağlı meslek hastalıkları). Eğilmiş beden pozisyonlarının kol desteklerinin yatay düzlemdeki açılı hareketi ile desteklenerek azaltılacağı düşünülmüştür.

6.1 Gözlem sonuç ve önerileri

Laporoskopik ameliyat sürecinde denenen kol desteklerini cerrahların sabit bir pozisyonda konumlandırarak ameliyat sürecinde dirseklerine dayanak olarak kullandıkları gözlenmiştir. Kol desteklerini sürekli dikey ve yatay hareket ettirerek kollarını sürekli desteklemek için çalışmadıkları görülmüştür. Sürekliliğin kesilmesini ameliyat işlemleri için kullanılan başka donanımlarında pedallarla kumanda edilmesi etkilemiştir. Kol desteği dikey kumandasının yeterli hasaslığa erişmemiş, bir prototip aşamasında olması ve cerrahların kumanda arayüzü olarak pedalları farklı amaçlarla kullanma alışkanlıkları bu durumda etken olmuştur. Cerrahlar için ameliyat aletlerinin kumandasına odaklanmış durumda ameliyat yaparken, kol desteklerini de kumanda etmeye çalışmanın uzun süreli pratik gerektirdiği düşünülmüştür (2.5.5. Kinestetik sistem, motor davranışlar). Kolçak kolonlarının dikey hareketini sağlayan pedalların kumanda özellikleri, cerrahların beceri geliştirdikleri sistemler paralelinde tasarlanırsa kol desteğinin daha verimli test edilmesi sağlanabilecektir.

Kol desteklerini cerrahların denemeler sırasında kullandıkları gibi, dirsekler için dayanak olarak kullanmak kas iskelet sistemine gelen yükleri azaltmaktadır. Bu olgu destek tasarımının amacının tümünü kapsamamaktadır. Kollarının konumunu değiştirerek ameliyat yapan cerrahlara kolçakları hareket ettirerek sürekli destek önerilmektedir. Destek ünitesini ameliyathanede deneyen cerrahlar kolçakları sürekli hareket ettirmekten kaçınmışlardır.

Mesleki alışkanlıkların, anlık çözümler sunmayan yeni sistemlere olan bakışı olumsuz etkilediği de düşünülmektedir. Kol destek ünitesinin yeterli olan veya geliştirilmesi gereken özelliklerinin tam olarak belirlenebilmesi için deneme işlemlerinin tekrarlanması ve deneme sayısının artırılması gerekmektedir.

Sorgulama yapılan cerrahların hiçbirisi daha önce kol desteği kullanmadıklarını söylemişlerdir. Bir cerrah kolları destekleyerek veya oturarak ameliyat yapılırsa yapılan ameliyat işlemine olan konsantrasyonun düşeceğini söylemiştir, bu ve benzer endişelerin varlığı bilinmektedir (1.1. Tezin problemi). Bu düşünce ergonomik tasarım kriterleri bağlamında değerlendirilirse ‘memnuniyet’(2.2.1. Kullanılabilirlik) kavramına ve sağlık güvenlik kavramlarına (2.2.3 Sağlık ve güvenlik) ters düşmektedir. Sistem kullanıcılarını çalışma sürecinde ve sonrasında memnun edebilir olmalıdır. Kas iskelet sistemini desteklemeyen bir sistem çalışma süreci sonrasında kullanıcılarını memnun edemez, kısa dönemde iş kazalarına ve yorgunluğa, uzun dönemde iş hastalıklarının oluşmasına sebep olur. Kol desteklerinin cerrahların kas iskelet sistemi üzerindeki etkilerinin uzun dönemde daha iyi anlaşılabilceği beklenmektedir.

6.2 Tasarım sonuç ve önerileri

Prototip CDÜ değerlendirmeleri sonucu olarak dikey kumanda (pedal) kullanma kolaylığı en düşük ve kolçağın yatay stabilite özelliği ikinci en düşük değer olarak belirlenmiştir. Öncelikle bu belirlemelerin tasarım bağlamındaki karşılıkları için öneriler yapılmıştır.

Kolçak kolonunun yukarı hareketini için yukarı itme, aşağı hareketi için aşağı basma hareketlerinin önerilmesinde doğrusal bir düşünce izlenmiştir. Bu düşünce pedal kullanımında genel kullanıcı alışkanlıklarına ters düşmektedir, yeterli pratik yaptıktan sonra cerrahların bu sisteme uyum sağlaması beklenmiştir. (‘Operatör uyum ve kumanda becerisini ve kendi dinamik özelliklerini kullandığı donanım ve yazılımın gereklerine göre adapte edebilir’ 2.5.1.3. Kavrama,).

Teknolojinin 21. Yüzyıla kadar olan gelişim sürecinde pedal kullanımında aşağı basarak bir sistem harekete geçirilmekte, hızlandırılmakta veya yükseltilmektedir. Ameliyathanede kullanılan donanımların pedallarında aynı prensiple hareket etmektedir. Tasarımın ileri aşamalarında pedal tasarımının olgunlaştırılarak hem destek ünitesinin kumandalarının hem de ameliyat sürecinde kullanılan donanımların kumandalarının ortak prensiplerle çalışması ve ortak arayüzde konumlandırılması için tasarım çalışmaları yapılmalıdır.

Ortak arayüzde hem cerrahi donanımları hemde kolçak dikey hareketini kumanda şartları sağlanabilirse cerrah ayaklarını yer değiştirmeden kullanabilecek ve kumanda sürekliliği sağlanabilecektir. Bu süreklilikle cerrahın hareketleri ile paralel hareket edebilecek bir tasarı geliştirilebilecektir. Cerrahların kullandığı tüm pedal mekanizmalarının gövdeleri ve kolçak dikey hareketi kumanda pedalının gövdesinin, platformun altında konumlandırılması ve sadece kumanda arayüzlerinin platform yüzeyinde ayağın tümüyle yer değiştirmesi gerekmeden kumanda edilebileceği şekilde tasarlanması önerilmektedir.

Kol desteği hareket özellikleri dikey yönde açılı hareketler eklenerek arttırılabilir, bu hareket özelliğini sağlamak için dikey yönde harekete imkân veren bir mafsall konumlandırılabilir. Kolçak hareket sistemi cerrah tarafından istenilen pozisyonlarda sabit kalabilmesi için ve cerrahların elleri, kolları üzerindeki bedensel kontrollerine destek olması için stabilizasyonu arttırılmalıdır. Bu olgu pozisyonlama çubuklarının sertleştirilmesi ve pozisyonlama oluklarının derinleştirilmesi ile sağlanabilir.

Cerrahların ameliyat masasına yakın çalışma isteklerini sağlayabilmek için ve destek ünitesinin ameliyat masası ile uyum içinde kullanılabilmesi için birlikte tasarlanması ve bir bütün oluşturması sağlanabilir. Bu çalışmada tasarım aşaması tüme varım çabaları ile yönelmiştir. Ameliyat masası ve çevresinin tümünden başlayarak ameliyat ekibinin tümünü kapsayan tasarım çalışmaları da yapılmalıdır.

Pedal ve kolçak tasarımı prensipleri belirlenirken tüm tasarım çalışmasının anafikri olan kullanıcının gölgesi gibi kullanıcıyı izleyen cerrahın hareketlerine paralel hareket eden bir sistem odak olarak belirlenmiştir. Cerrah destek ünitesini oluşturmak için izlenen tasarım sürecinde belirlenmiş anafikirden uzaklaşmamak temel amaç olmuştur. Üretimin prototip olması olgusunun yönlendirdiği şartlarda malzeme ve teknoloji ulaşılabilirliği tasarım hedeflerine tam ulaşımı kısıtlamıştır. Bu olgu tasarım-üretim aşamalarında görülen doğal bir süreç olarak kabul edilmiştir.

Üretilen ve denenen prototip cerrah ünitesinin tezin problem sorusuna cevap verdiği düşünülmektedir. Tasarım anafikri bağlamında geliştirilebilecek olan destek ünitesinin laparoskopi tekniği kullanarak statik duruş pozisyonunda ameliyat yapan cerrahlar için destek oluşturabileceği belirlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Albayrak, A., Vanveelen, M. A., Prins, J. F., Snijders, C. J., Ridder, H., Kazemier, G.,** (2007). A newly designed body support for surgeons. *Surgical Endoscopy*, 21, 1835–1840.
- Andersson, A., Jørgensen, K.,** (1987). Standardised Nordic Questionnaires for the analysis of musculoskeletal symptoms. *Applied Ergonomics*, 18(3), 233-237.
- Andersson, G. B. J.** (1981). Epidemiologic aspects of low back pain in industry. *Spine*, 6, 53-60.
- Andersson, G. B. J., Svensson, H. O., Oden, A.** (1983). The intensity of work recovery in low back pain. *Spine*, 8, 880–884.
- Andersson, G. B. J., Örtengren, R.** (1974). Lumbar Disk Pressure and Myoelectric Back Muscle Activity During Sitting - Studies on an Office Chair. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 3, 104-114, 122-127, 128-135.
- Ariens, G.A., Mechelen, W., Bongers, P.M., Bouter, L.M., Wal, G.** (2000). Physical risk factors for neck pain. *Scand J Work Environ Health*, 26, 7-19.
- Armstrong, T., Ebersole, M.** (2003). Posture analysis exercise. *Occupational Ergonomics*, 7, 23.
- Ayoub, M. M., Mital, A.** (1989). *Manual Materials Handling*. London: Taylor and Francis
- Barnes, G. R., Benson, A. J., Prior, A. R. J.** (1978). Visual-vestibular interaction in the control of eye-movement. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 49, 557-564.
- Bayazıt, N.** (2004). Investigating Design: A Review of Forty Years of Design Research. *Massachusetts Institute of Technology Design Issues*, 20/1, 16-29.
- Bayazıt, N.,** (2011). *Endüstri Tasarımı Temel Kavramları*. İstanbul: İdeal Kültür Yayıncılık.

- Berquer, R., Smith, W. D., Davis, S.** (2002). An ergonomic study of the optimum operating table height for laparoscopic surgery. *Surgical Endoscopy*, 16, 416-421
- Berquer, R., Rab, G. T., Abu-Ghaida, H., Alarcon, A., Chung, J.** (1997). A comparison of surgeons' posture during laparoscopic and open surgical procedures. *Surgical Endoscopy*, 11, 139-142.
- Branton, P., Grayson, G.** (1967). An Evaluation of Train Seats by an Observation of Sitting Behaviour. *Ergonomics*, 10, 35-41.
- Broadbent, G.** (1975). *Design in Architecture*. Londra: John Wiley and Sons.
- Brumfield, R. H., Champoux, J.A.** (1984). A Biomechanical Study of Normal Function at Wrist Motion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 187, 23-25.
- Bubb, H., Fritzsche, F.** (2009). Scientific Perspective of Digital Human Models Past Present and Future. V. G. Duffy (Ed.), *Digital Human Modelling*, Newyork: CRC Press.
- Büker, N., Aslan, E., Altuğ, F., Cavlak, U.** (2006). An Analysis Study Of Musculoskeletal Problems In Medical Doctors. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 10, 163-170.
- Chaffin, D. B.** (1973). Localized muscle fatigue-definition and measurment. *Journal of occupational Medicine*, 15, 346-354
- Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J., Martin, B. J.** (1999). *Occupational Biomechanics*, New York: John Wiley and Sons.
- Cheng, W.K., Raymond, T. C. C.** (2009). Work-related Musculoskeletal Symptoms in Surgens. *Occupational Rehabilitation*, 19, 175-184.
- Cushman, H. W., Rosenberg, J. D.** (1991). *Human Factors in Product Design*, Amsterdam: Elsevier.
- Coa, CGL., Taylor, H.** (2004). Effects of new technology on the operating room team. Khalid, H., Helander, M. G., Yeo, A. W. (Ed.) *Working With Computing Systems* 309-312
- Corlett, E. N. And Parsons, A. T.** (1978) Measurement of changes: what criteria Adopt, *International Journal of Management Sciences*, 6, 399-406
- Delleman, J. N., Haslegrave, M. C., Chaffin B. D.,** (2004) *Working Postures and Movements*, New York: CRC Press.
- Dempsey, P. G., Munro, M.,** (2005). Biomechanical methods for task analysis, Ed: Wilson, J. R., Corlet N., *Evaluation of Human Work*, edition 3, London: Taylor and Francis.

- Dickinson, C.E., Champion, K., Foster, A.F., Newman, S.J., O'Rourke, A.M.T., Thomas, P.G.** (1992). Questionnaire development: an examination of the Nordic Musculoskeletal Questionnaire. *Applied Ergonomics*, 23, 197-201.
- Drury, C.G.** (1985). The role of the hand in manual materials handling. *Ergonomics*, 28, 213-27.
- Eklund, J.** (2001). Biomechanical aspects of work seating. Kumar, S. (Ed.) *Biomechanics in Ergonomics*. New York: CRC Press.
- Fleishman, E. A.** (1966). Human abilities and the acquisition of skill. Bilodeau, E.A. (Ed.) *Acquisition of skill*. New York: Academic Press.
- Fowler, R., Williams, W., Fowler, M. and Young, D.** (1968). An investigation of the relationship between operator performance and operator panel layout for continuous tasks. *Technical Report*, 68-170. U.S. Air Force AMRL (AD-692 126). Wright-Patterson Air Force Base.
- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Constanza, M.C., Goggin, J.E., Wilder, D.G.** (1985). Epidemiological studies of low back pain, *Spine*, 5, 419.
- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., McPherson, B., Ashikaga, T.** (1983). Risk factors in low back pain: an epidemiological survey. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 65A, 213.
- Gallwey, T. J., O'Sullivan, L. W.** (2005). Computer Aided Ergonomics, Wilson, J. R., Corlett, N. (Ed.). *Evaluation of Human Work*. London: Taylor and Francis.
- Galton, F.** (1911). Obutary, alındığı tarih: 18.02.2013 adres: <http://galton.org/statistician.html>
- Grace, P. Y., Szeto, Pei Ho., Albert, C.W., Ting, Jensen., T.C., Poon, Stephen., Wauben, L.S.G.L., Veelen, van M.A., Gossot, D., Goossens. R.H.M.** (2006). Application of ergonomic guidelines during minimally invasive surgery: a questionnaire survey of 284 surgeons, *Surgical Endoscopy*, 20, 1268-1274.
- Grandjean** (1988). *Fitting the task to the man*, edition 4, London: Taylor and Francis.
- Grandjean, E., Hunting, W., Pidermann, M.** (1983). VDT Workstation Design: Preferred Settings and Their Effects, *Human Factors*, 25, 161.
- Gülpınar, Ö., Haliloğlu, A., H.** (2010). Ürolojik Laparoskopik Cerrahide Kullanılan Ekipmanlar ve Operasyon Odasının Dizaynı, *Türk Üroloji Seminerleri*, 1, 126-133.

- Hagberg, M.**, (1984). Occupational musculoskeletal stress and disorders of the neck and shoulder: a review of possible pathophysiology. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 53, 269-78.
- Hagberg, M.** (1981). Electromyographic signs of shoulder muscular fatigue in two elevated arm positions. *American Journal of Physical Medicine*. 60, 111-121.
- Hall, E. T.** (1976). The Anthropology of Space, Prohansky, Ittelson, Rivlin (Eds.) *Environmental Psychology : People and Their Physical Settings*, New York : Holt Reinhart and Winston.
- Healey, A.N., Benn, J.** (2009). Teamwork enables remote surgical control and a new model for a surgical system emerges. *Cognition Technology and Work*, 11, 255-265.
- Hendrick, H. W., Kleiner, B. M.**, (2002). *Macroergonomics: An Introduction to Work System Design*. New York : Taylor and Francis.
- Hendrick, H. W.** (2000). Theoretical Issues in Ergonomics. *Science*. Vol. 1, 22 23, Durmuş, O. H.(Çeviri). ODTÜ Endüstri Mühendisleri Bölümü mezunları E-Dergisi, Alındığı tarih: 29.04.2012, adres: http://www.sistems.org/ergonomi_teknolojisi.htm
- Herberts, P., Kadefors, R., Andersson, G.** (1981). Shoulder pain in industry: an epidemiological study of welders. *Acta Orthopaedica Scandinavia* 52:299-306.
- Hertzberg, (1958).** *Annotated Bibliography of Applied Physical Anthropometry in Human Engineering*, Ohaio, Wright Patterson Airforce Base.
- Hughes, R. E., Kai-Nanan,** (2008). Biomechanical models of the hand wrist and Elbow in ergonomics. Kumar, S. (Ed.). *Biomechanics in Ergonomics*, London : Taylor and Francis.
- Hunting, W., Laubli, T., Grandjean, E.** (1981). Postural and visual loads at VDP workplaces. *Ergonomics*, 24, 917-31.
- İLO Recommendation164** (1981). İş Sağlığı ve Güvenliği Tavsiye Kararı Uluslar Arası Çalışma Örgütü Genel Konferansı.
- ISCID** (2009). International Council of Societies of Industrial Design, Alındığı tarih: 29.04.2012, adres: <http://www.iscid.org>
- Jensen, B: R., Schibye, B., Sogaard, K., Simonsen, E. B., Sjogaard, G.** (1993). Shoulder muscle load and muscle fatigue among industrial sewing machine operators. *European Journal of Applied Physiology*, 67, 467-475.

- Jensen, C., Laursen, B., Sjogaard, G.** (2008). Shoulder and Neck. Kumar, S. (Ed.). *Biomechanics in Ergonomics*, London : Taylor and Francis.
- Jerkins W.L., Connor M.B.** (1949). Some design Factors in making settings on a linear scale. *Journal of Applied Psychology*, 33, 395-409.
- Karwowski,W.** (2000). Theoretical Issues In Ergonomics Science, Vol.1, no1,76-91
Alındığı tarih: 29.04.2012, adres:
<http://www.sistems.org/uyumbilim.htm>
- King, P. M., Blazeby, J. M., Ewings, P., Franks, P. J., Longman, R. J., Kendrick, A. H., Kipling, R. M., Kennedy, R. H.** (2005). Randomized clinical trial comparing laparoscopic and open surgery for colorectal cancer within an enhanced recovery programme, *Haimovici's Vascular surgery* 6th edition, London: Wiley.
- Keyserling, W.M., Chaffin, D.W.** (1986). Occupational Ergonomics – Methods to Evaluate Physical Stress on the Job. *Annual Review of Public Health*, 7, 77–104.
- Keyserling, W. M., Stetson, D. S., Silverstin, B. A., Brouwer, M. L.** (1993). A checklist for evaluating ergonomic risk factors associated with upper extremity cumulative trauma disorders. *Ergonomics*, V.36, 7,807-831.
- Kocatürk, U.** (2005). *Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü*, İstanbul : Nobel Tıp Kitabevi.
- Koneczny, S.** (2009). *The operation room: Arckitectural condititions and potantial hazards*, University hospital Tuebingen, Germany : IOS press.
- Koneczny, S. Matern, U.** (2004). Instruments for the evaluation of ergonomics in surgery, *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*,13,167-177.
- Konz, S.** (1995). *Work design, Industrial Ergonomics*, Arizona Scotsdale : Publishing Horizons.
- Konz, S.,** (2008) Posture, Kumar, S. (Ed.). *Biomechanics in Ergonomics*, London : Taylor and Francis.
- Kroemer, K.H.E.** (1983). Work Space and Equipment to fit the user. Osborne, D. J. Grunneberg, M.M. (Ed.). *The Physical Environment at Work*. London : John Wiley.
- Kuhry, E., Jeekel, J., Bonjer, HJ.** (2004). Effect of laparoscopy on the immune System. *Seminars in Laparoscopic Surgery*, 11(1): 37-44.

- Kuorinka, I., Jonsson, B., Kilbom, A., Vinterberg, H., Biering, Sörenson, F., Kumar, S., Narayan, Y., Zedka, M.** (1998). Functional Rotation Strenght of the Human Trunk, Kumar, (Ed.). *Advances in Occupational Ergonomics and Safety*, Amsterdam : IOS press.
- Kumar, S.** (1990). Cumulative load as a risk factor for low back pain. *Spine*, 15, 1311-1316.
- Kumar, S.** (2001). *Biomechanics in Ergonomics*, London : Taylor ve Francis.
- Kumar, S.** (2008).Selected Theories of Musculoskeletal Injury Causation. Kumar, S. (Ed.). *Biomechanics in Ergonomics*, London: Taylor and Francis.
- Lauer, W., Ibach, B., Radermacher, K.** (2008). Knowledge-based OR table positioning assistant for othopedic surgery, Sloten, J. W., Verdonk, P.,Nyssen, M., Haueisen, J. (Eds.). *IFMBE procedings*, 22,1676-1678
- Lee, Y. H., Cheng, S. L.** (1995). Triggering force and measurement of maximal finger flexion force. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 15:167-177.
- Loveless, N. E.** (1962). Direction-Of-Motion Stereotypes: A Review, *Ergonomics*, vol.5, no.2, 357-383.
- Luttmann, A., Sökeland, J., Lauring, W.** (1996). Reduction of Muscular Strain of Surgeons in Urology by Ergonomic Work Design. *Ergonomics*, 39, 2, 285-297.
- Mandal, A.C.** (1976).Work Chair With Tilting Seat. *Ergonomics*, 19, 157-64.
- Marcos, P., Seitz, T., Bubb, H., Witchert, A., Feussner, H.** (2006). Computer simulation for ergonomic improvements in laparoscopic surgery, *Applied Ergonomics*, 37, 251-258.
- Milerad, E., Ericson, M.O.** (1994). Effects of precision and force demands, grip diameter, and arm support during manual work: an electromyographic study. *Ergonomics*, 37(2), 255-264.
- Mirbod, S., Yoshida, H., Miyamoto, K., Miyashita, K., Inaba, R., Iwata, H.** (1995). Subjective complaints in orthopaedists and general surgeons. *International Archives of Occupational and Enviromental Health*, 67, 179-186.
- Moore, A., Wells, R., Ranney, D.**(2007). Quantifying exposure in occupational manual tasks with cumulative trauma disorder potential. *Ergonomics*, V.34, 12:1433-1453.
- Murrell, K.F.H.** (1971). *Man in his Working Environment*, London : Chapman and Hall.

- Nachemson, A.** (1976). The Lumbar Spine - An Orthopedic Challenge. *Spine*, 1, 59-71.
- Napier, JR.** (1956). The prehensile movements of the human hand. *Journal of Bone Joint Surgery* 38:902–913.
- Nielson, J.** (1993). *Usability Engineering*, San Francisco : Morgan Kaufman Academic Press.
- Oborne, David, J.**(1987). *Ergonomics at Work*, New York, John Wiley and Sons.
- PCMAN User Handbook** (2007). Lehrstuhl für Ergonomi.
- Pennel, I., Ferrel, C., Coello, Y., Orliaguet, JP.** (2002). Sensormotor control in teleoperation: theoretical end ergonomic considerations. *Travail Humain*, 65:29-58.
- Pheasant, S.T., Steenbekkers, L.P.A.** (2005). Anthropometry and Design of Workspaces. *Evaluation of Human Work*, London : Taylor and Francis.
- Pheasant, S.T.** (1991). *Ergonomics Work and Health*, London : Macmillan Press.
- Pheasant, S.t.** (1986). Bodyspace Anthropometry. *Ergonomics and Design*, London: Taylor and Francis.
- Radwin, R.G., Armstrong, T. J., Chaffin, D. B.** (1987). Power hand tool vibration effects on grip exertions. *Ergonomics*, V.30, 5:833-855.
- Ringdahl , K. H., Shüldt. K.** (1990). Neck and Shoulder Load and Load Elicited Pain in Sitting Work Postures, Ed. Bullock. M. I. (Eds.). *Ergonomics The Physiotherapist in the Workplace*, New York : Churchill Livingstone, Longman.
- Ryland, K.A., Nelson, C.A., Hejkal T.W.** (2010). An infant surgical table for laser photocoagulation: ergonomic improvement analysis. *Journal of Medical Engineering Technology*,34(2), 124-133.
- Sanders, M.S., McCormick, E.J.** (1993). *Human Factors in Engineering and Design*, Edition 7, New York: McGraw-Hill.
- Sauerland, S., Lefering, R., Edmund, A.M. Neugebauer,** (2008). Laparoscopic versus open surgery for suspected appendicitis. *Cochrane Colorectal Cancer Group*, The Cocrane library.
- Savinar, J.** (1975). The Effect of Ceiling Height on Personal Space. *Man Enviroment Systems*, 5, 321-324.

- Scheffler, C., Obermüller, J.** (2011). Development of fat distribution patterns in children and its association with the type of body shape assessed by the Metric-Index, *Clinic. Anthrop.* 69/1, sf. 45–55, Biol, J.
Alındığı tarih: 18.02.2013, adres:
<http://www.schweizerbart.de/resources>
- Singleton W. T.** (1989). *The Mind at Work*, London : Cambridge University Press
- Snijders C.J., Hoek van Dijke G.A., Roosch E.R.** (1991). A biomechanical model for the analysis of the cervical spine in static postures, *Journal of Biomechanics*, V.24, 9.783-792.
- Snook, S. H.** (1978). The Design of Manual Handling Tasks. *Ergonomics*, 21, 963-985.
- Solomin, Z. Mikulincer, M. Hobfioll, S.E.** (1987). Objective versus Subjective measurement of stress and Social Support. Combat-related reactions. *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, 55(4): 577–583.
- Sommer R.** (1969). *Personel Space, The Behavioral Basis of Design*, New York : Prentice Hall Inc.
- Supe, A.V., Kulkarni, G.V., Supe, P.A.** (2010). Ergonomics in laparoscopic surgery. *Journal of Minimal Access Surgery*, V: 6, 2, 31-36.
- Svensson, H.O., Andersson, G.B.J., Johansson, S., Wilhelmsson, C., Vedin, A.** (1988). A retrospective study of low back pain in 38- to 64-year-old women. Frequency and occurrence and impact on medical services. *Spine*, 13, 548–52.
- Vanwonterghem, K.** (2009). Ergonomics and Human Factors: Methodological Considerations about Evidence Based Design of Work Systems. Schlick, C. (Ed.). *Industrial Engineering and Ergonomics: Visions, Concepts, Methods and Tools*, New York : Springer.
- Van Veelen, MA.** (2003). *Human-product interaction in minimally invasive surgery: a design vision for innovative products*, Doktora tezi, 90-9016655-6, Delft : Delft University of Technology.
- Vereczkei, A., Feussner, H., Negele, T., Fritzche, F., Seitz, T., Bubb, H., Horvath, Ö. P.** (2004). *Ergonomic assesment of the static stres confronted by surgeons during laporoscopic cholecystectomy*. Macaristan: Department of Surgery, Faculty of Medicine, University of Pécs,
- Waters, T. R., Anderson, V., Garg, A., Fine, L. J.** (1993). Revised NIOSH Equation for the design and evaluation of Manual Lifting Task. *Ergonomics*, 36, 749-776.

- Webster, J.L., Cao, C.G.** (2006). Lowering communication barriers in operating room technology. *Human Factors*, 48(4):747-58.
- Wickens, C. D. , Lee, J., Liu, Y., Becker, S. G.** (2004b). *Engineering Anthropometry and Workspace Design*, New York : Pearson Prentice Hall.
- Wickens, C.** (1984). *Engineering psychology and human performance*, Colombus Ohio: Merrill Publishing.
- Wickens, C., Carswell, C.** (1997). Information Processing. Salvendy, G. (Ed.). *Hand-book of Human Factors and Ergonomics*. New York: Wiley.
- Wickens C., Lee J., Liu, Y., Becker, S. G.** (2004a). *An introduction to Human Factors Engineering*, New York : Pearson, Prentice Hall
- Wilson, J. R., Corlet N.** (2005). *Evaluation of Human Work*, 3.Edition, New York : Taylor and Francis.
- Wisktröm, L., Byström, s., Dahlman, S., Fransson, C., Kadefors,R., Kilborn, A., Landervik, E., Liedberg, L., Sperling, L., Öster. J.** (1991). *Criteria When Choosing and Developing Hand Tools*, Research Report18, Sweeden : National Institute for Occupational Health.
- Woodson, W. E., Tillman, B., Tillman, P.** (1992). Neutral body posture in zero gravity space-NASA-STD-3000, *Human Factors Design Handbook*, New York : McGraw-Hill.
- Yıldırım, M.** (2005). *İnsan Anatomisi, Genel Anatomi, Lokomotor Sistem*, İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi.
- Zheng, B., Swanstrom, L.,L., McKenzie C.,L.** (2007). A labarotory study on anticipatory movement in laparoscopic surgery: a behavioral indicator for team collaboration. *Surgical Endoscopy*, 21, 935-940.

EKLER

EK A : Ameliyathanede gözlem fotoğrafları

EK B : PCMAN programı çıktıları

EK C : Ameliyat donanımı

EK D : Çizimler

EK E : Anketler

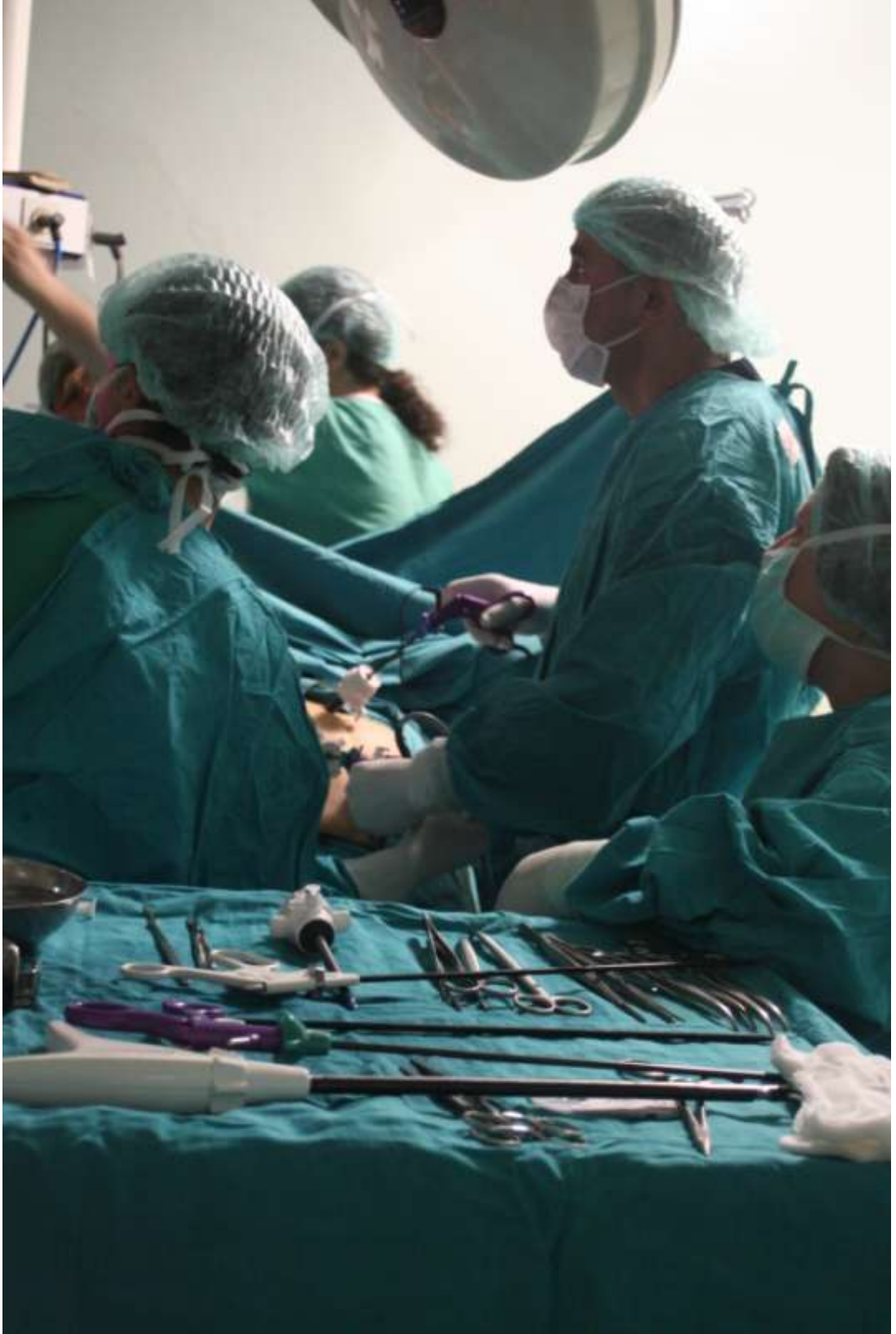
EK F : Ölçme değerlendirme sistemleri

EK G : Kavramlar dizini

EK A : Ameliyathanede gözlem fotoğrafları



Şekil A.3 : Minimal İnvaziv ameliyat, Laparoskopi tekniği.



Şekil A. 4 : Minimal İnvaziv ameliyat, Laparoscopi tekniği.



Şekil A.3 : Beyin cerrahi ameliyatı.



Şekil A.4 : Beyin cerrahi ameliyatı.



Şekil A.5 : Beyin cerrahi ameliyatı.



Şekil A.6 : Göz cerrahi ameliyatı



Şekil A.7 : Genel Cerrahi Ameliyatı – Açık.



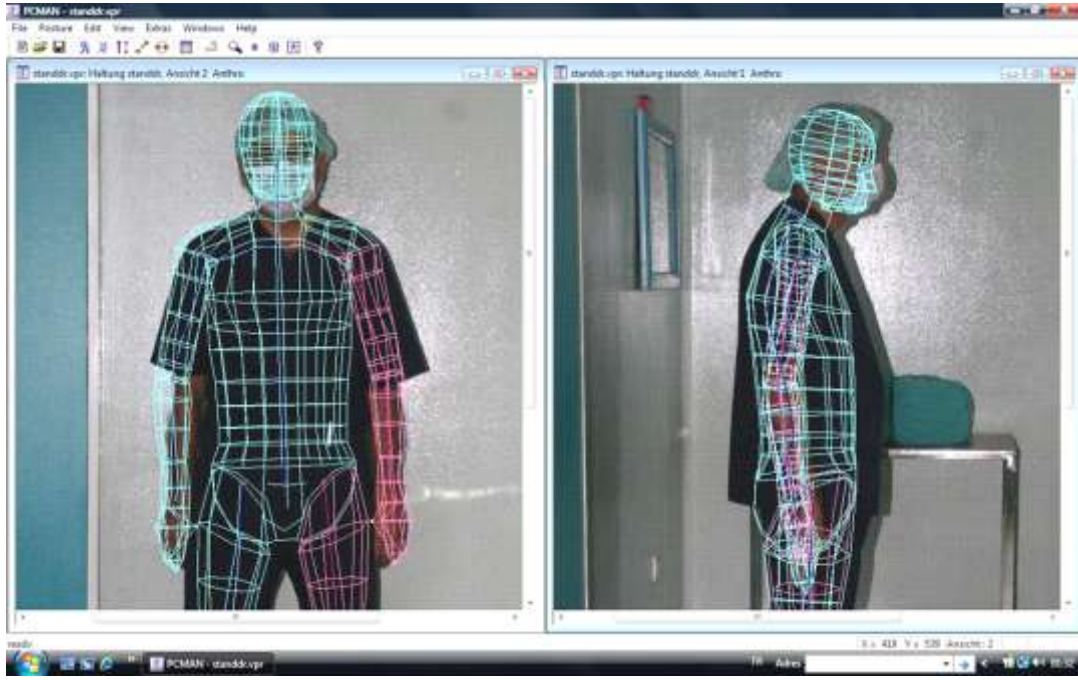
Şekil A.8 : Genel Cerrahi Ameliyatı – Açık.

EK B : PCMAN PROGRAMI ÇIKTILARI

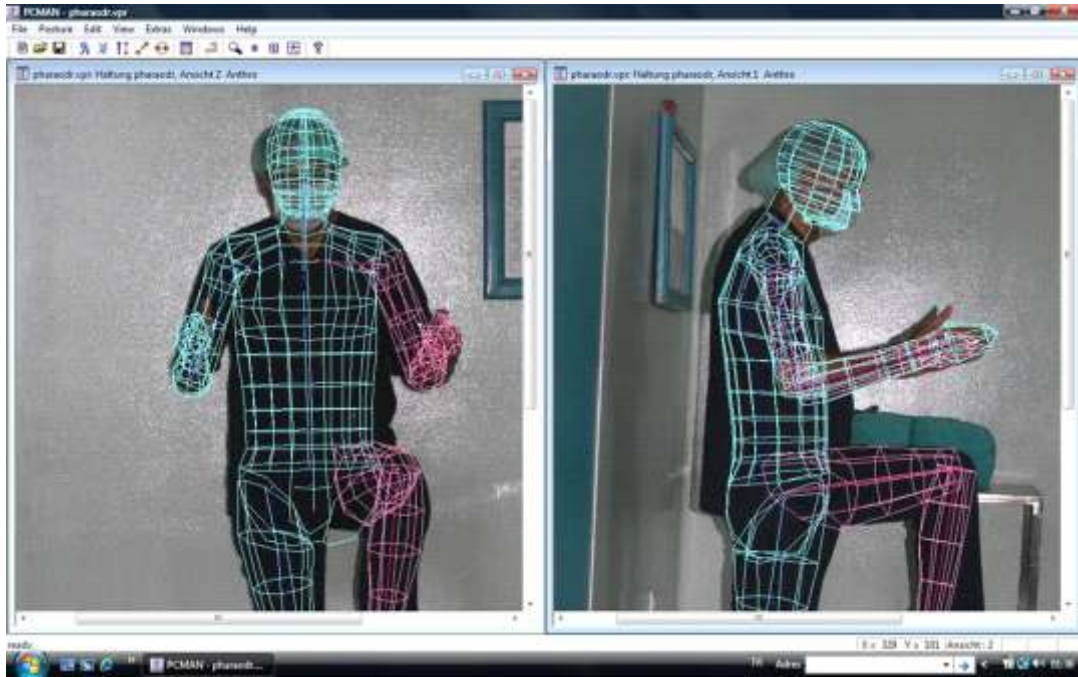
Laparoskopi tekniği ile ameliyat yapan doktorun beden bölümlerinde oluşan açılar PCMAN programı ile ölçülmüştür. Ölçüm için iki değişik pozisyonda çekilen fotoğraflar kullanılmıştır. Çizelge B.1 de verilen birinci ve ikinci pozisyon açıları PCMAN yazılımı ile elde edilmiş verilerdir.

Çizelge B.1 : Çizelge Beden açıları döküm

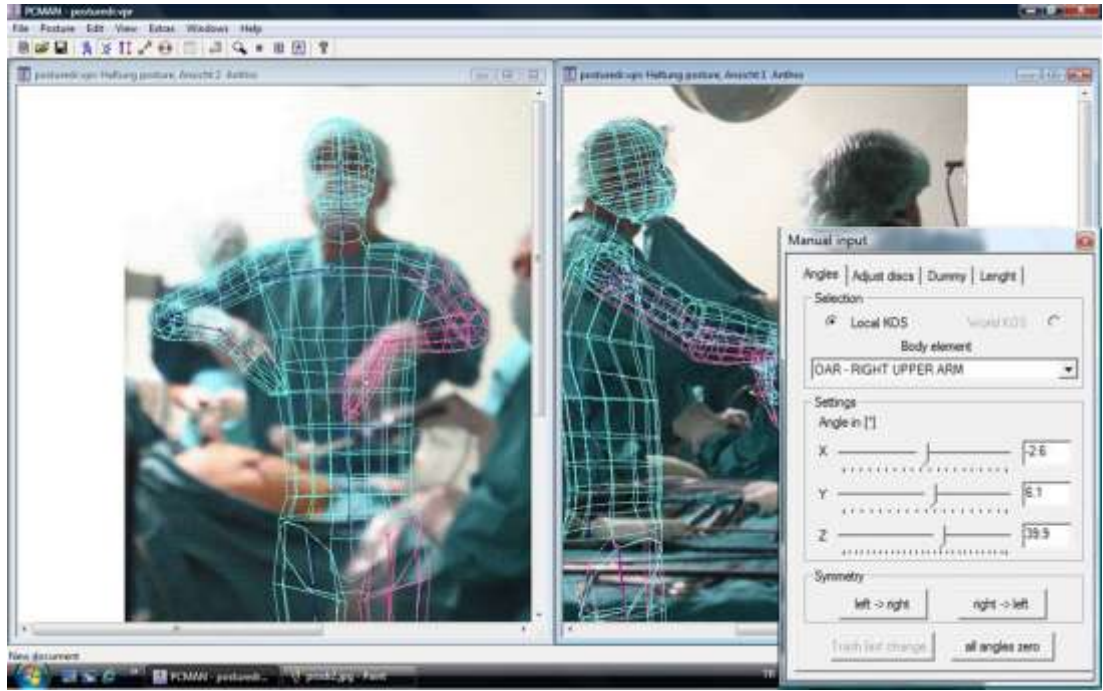
Ameliyat yapan doktorun beden bölümlerinde oluşan açılar									
Beden bölümü	Doktorun Normal duruş pozisyonu açıları:			Doktorun 1. pozisyon açıları:			Doktorun 2. pozisyon açıları:		
	X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
kalça(pelvis)	0	0	-6	0	0	-6	0	0	-6
alt-bel(lumbar)	0	0	2.9	0	0	2.9	0	0	2.9
üst-bel	0	0	4	0	0	4	0	0	4
alt-sırt(thorax)	0	0	2.4	0	0	2.4	0	0	2.4
üst-sırt	0	0	7.3	0	0	7.3	0	0	7.3
alt- boyun	0	0	1.1	0	0	1.1	0	-4.2	5
üst-boyun	0	0	0	0	0	-11.3	-1.6	0	-10.3
baş	0	0	0	0	0	-10.7	-17.3	0	-13.8
sağ üst kol	-40.1	63	4.6	-2.6	6.1	39.9	16.9	-3.7	60.1
sağ alt kol	0	-22.9	0	12.9	-83.2	0	-23.4	-63.6	0
sağ el	0	0	0	0	64.3	20.2	0	45.4	-7.1
sol üst kol	40.1	-63	4.6	5.2	-14.6	67.4	-2.3	-8.8	57
sol alt kol	0	22.9	0	16.2	-77.5	0	28.9	-79.8	0
sol el	0	0	0	0	-57	0	0	-47.5	12.3
X : Eklemdeki supinasyon (+), pronasyon (-) değerlerini gösterir, omurga için sağa dönüş (-) ve sola dönüş(+)değerlerini gösterir Y : Eklemdeki aşağı (-), yukarı (+) değerlerini gösterir, üst kolun omuz eklemi için (0)değeri kolun yana açık yere paralel durumudur. Z : Eklemdeki öne(+) arkaya(-) değerlerini gösterir									



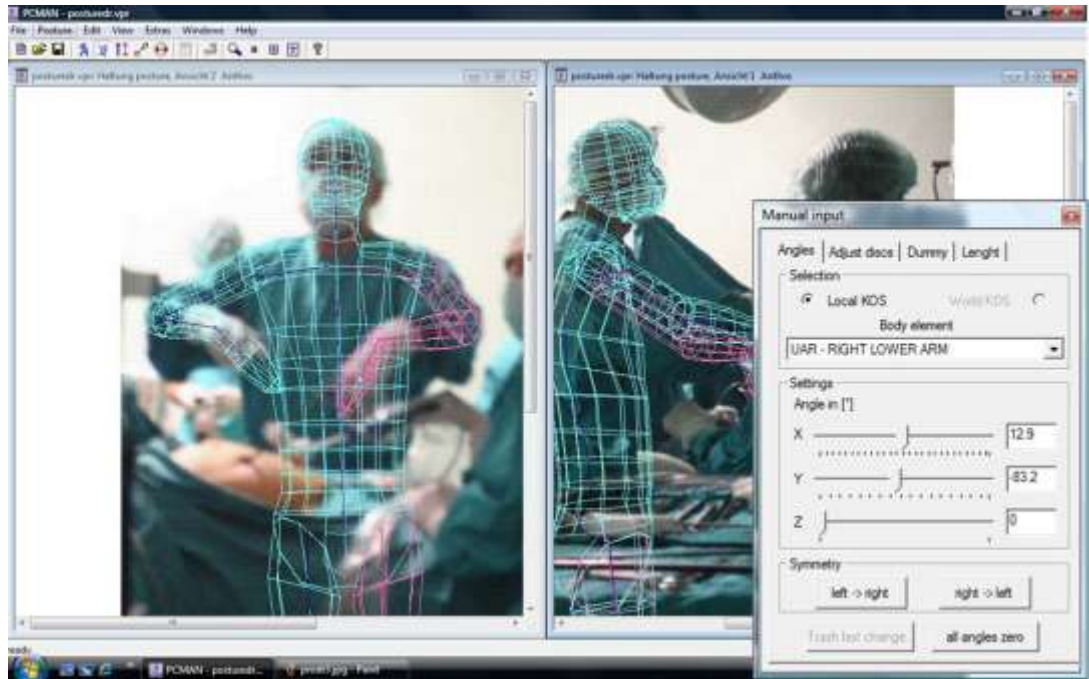
Şekil B.1 : Cerrahin ayakta serbest duruşu



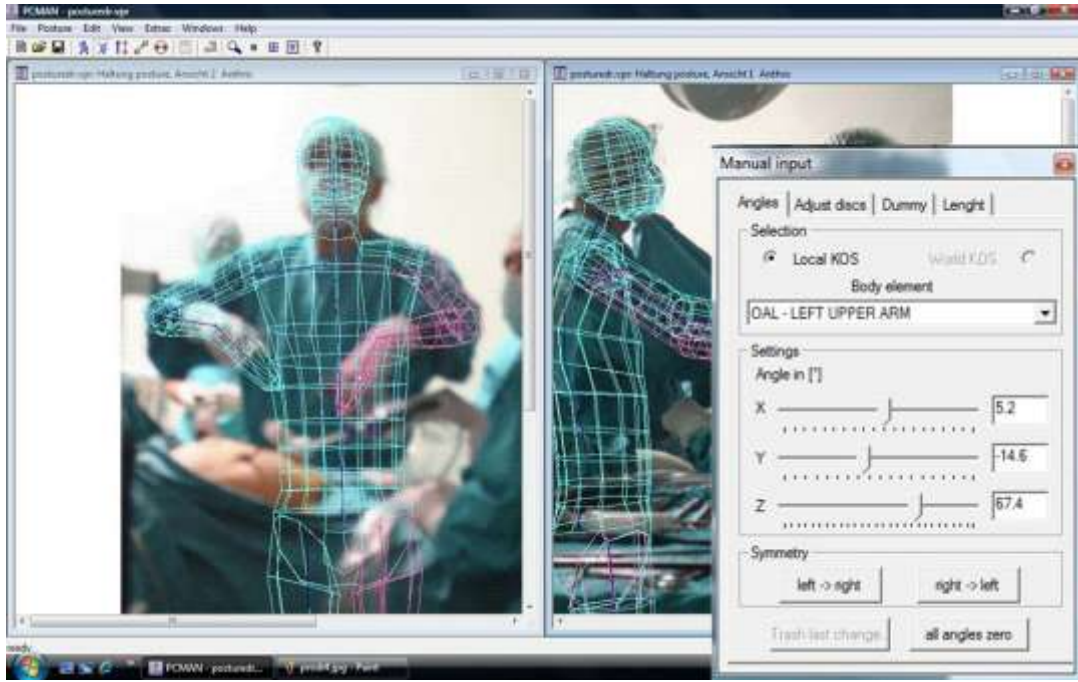
Şekil B.2 : Cerrahin ayakta dirsekleri ve sağ dizi bükülmüş serbest duruşu



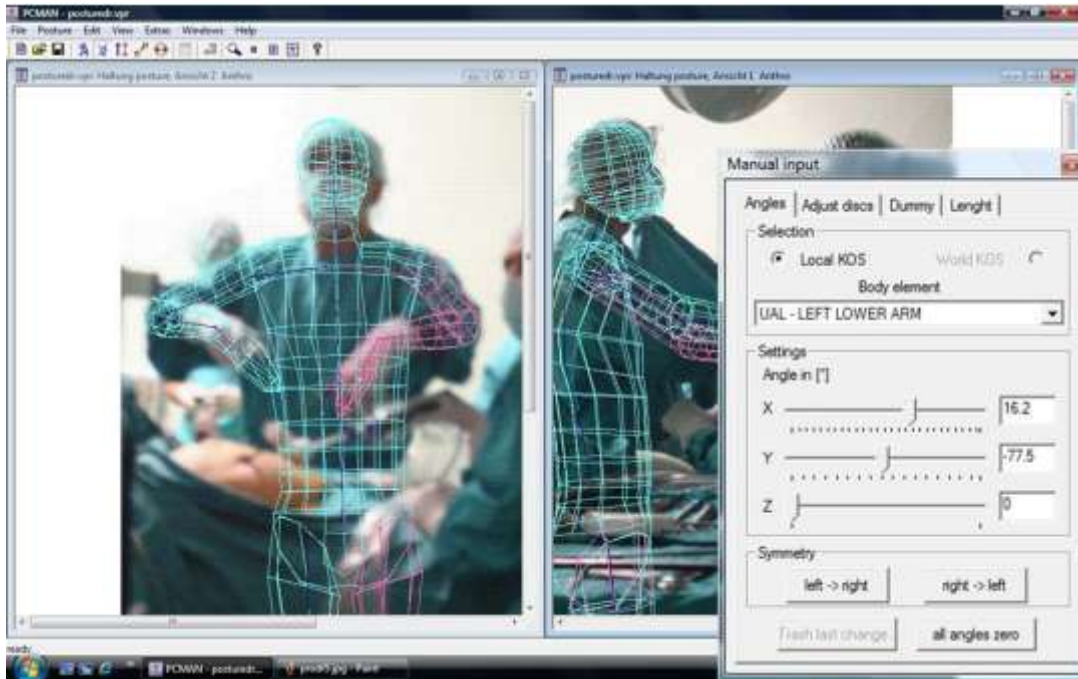
Şekil B.3 : Birinci pozisyonda sağ üst kol açıları,



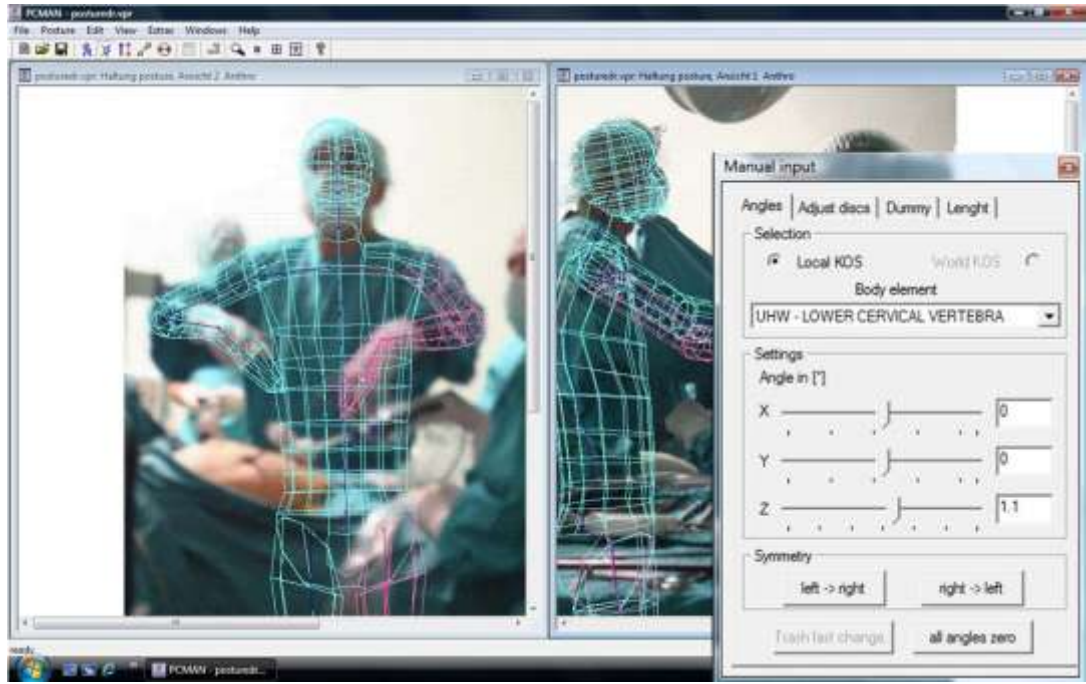
Şekil B.4 : Birinci pozisyonda sağ alt kol açıları.



Şekil B.5 : Birinci pozisyonda sol üst kol açıları.



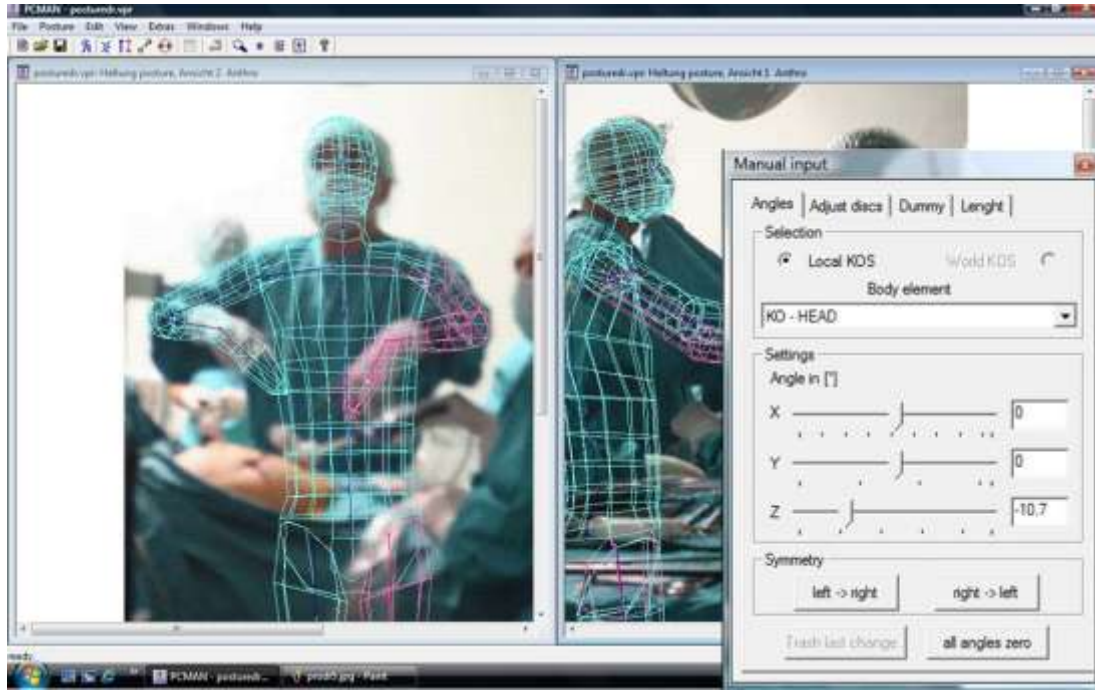
Şekil B.6 : Birinci pozisyonda sol alt kol açıları.



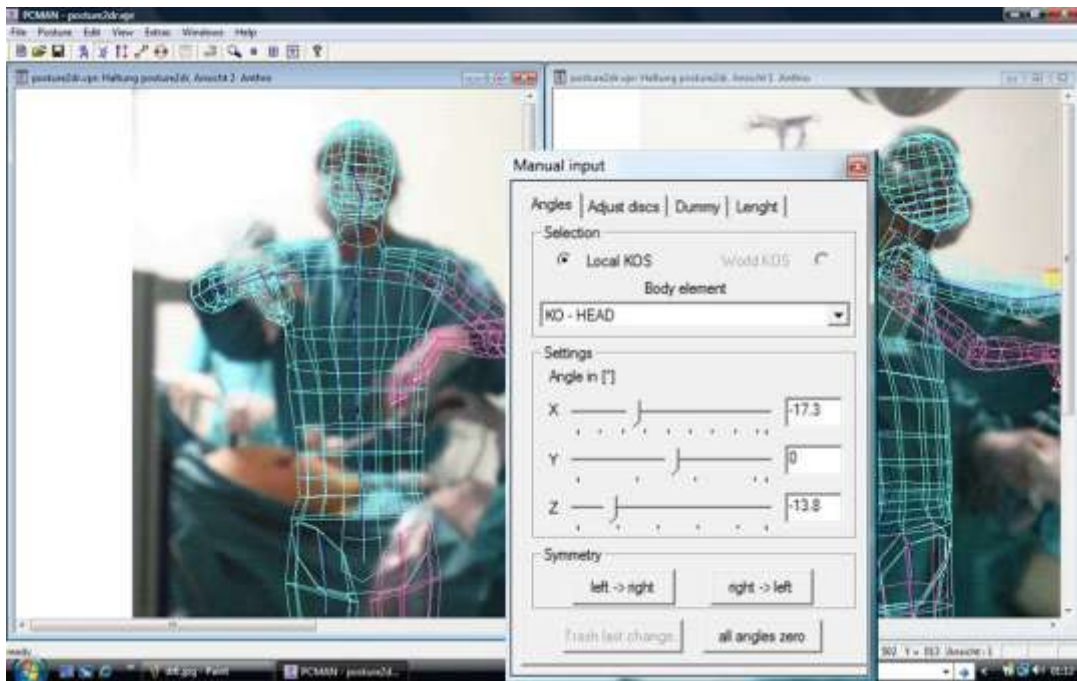
Şekil B.7 : Birinci pozisyonda alt boyun açıları.



Şekil B.8 : Birinci pozisyonda üst boyun açıları.



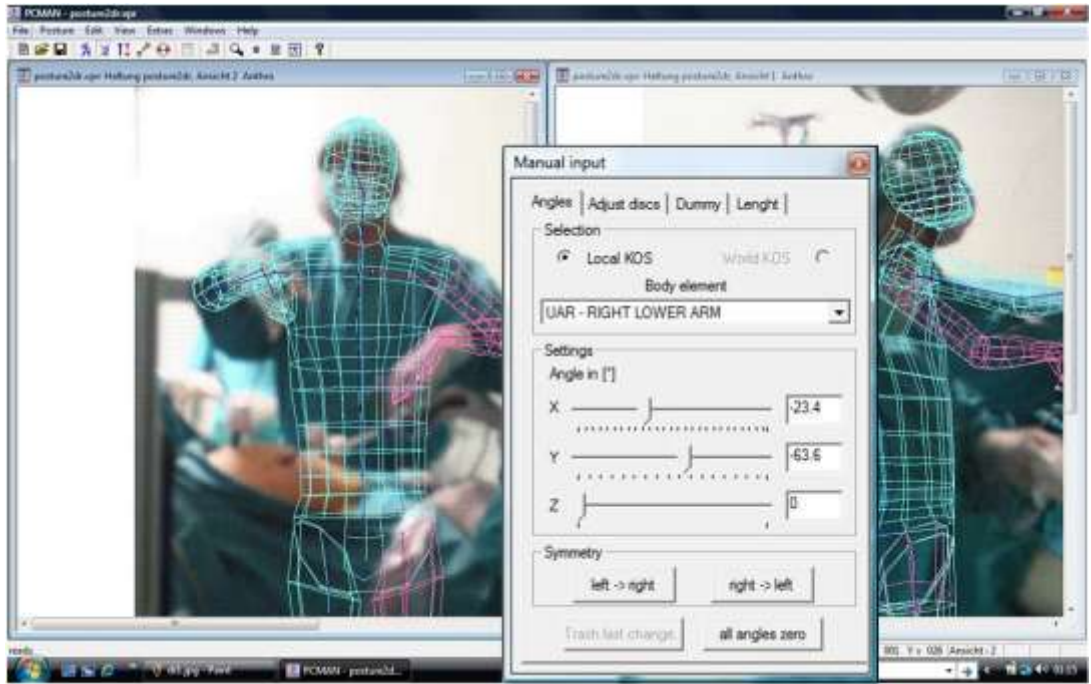
Şekil B.9 : Birinci pozisyonda başın açıları.



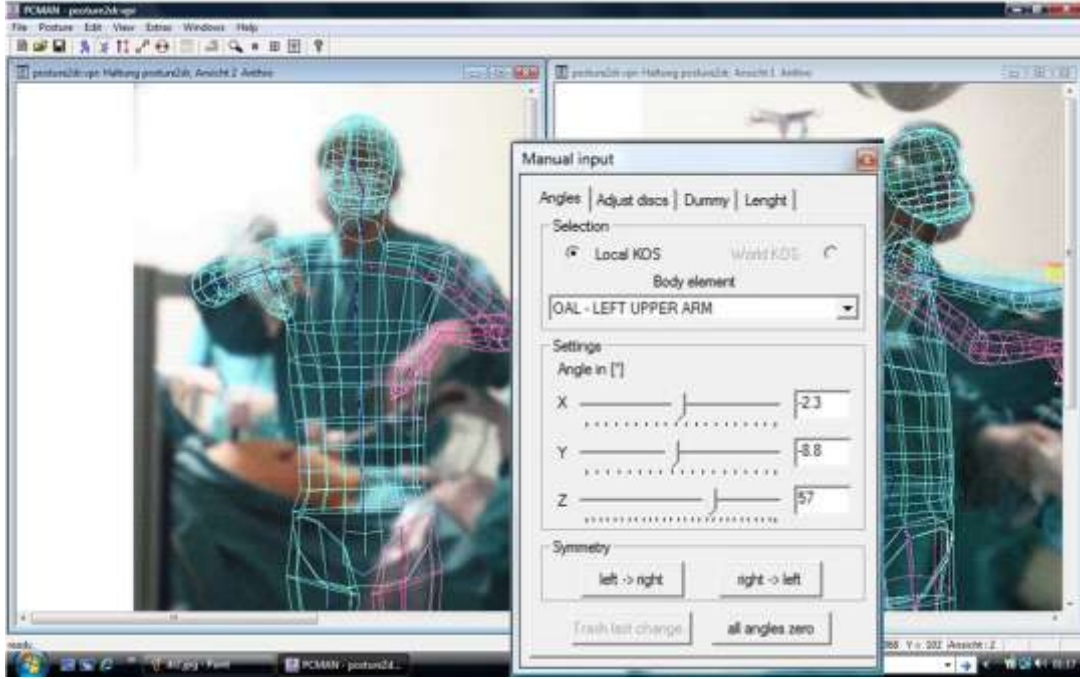
Şekil B.10 : İkinci pozisyonda başın açıları.



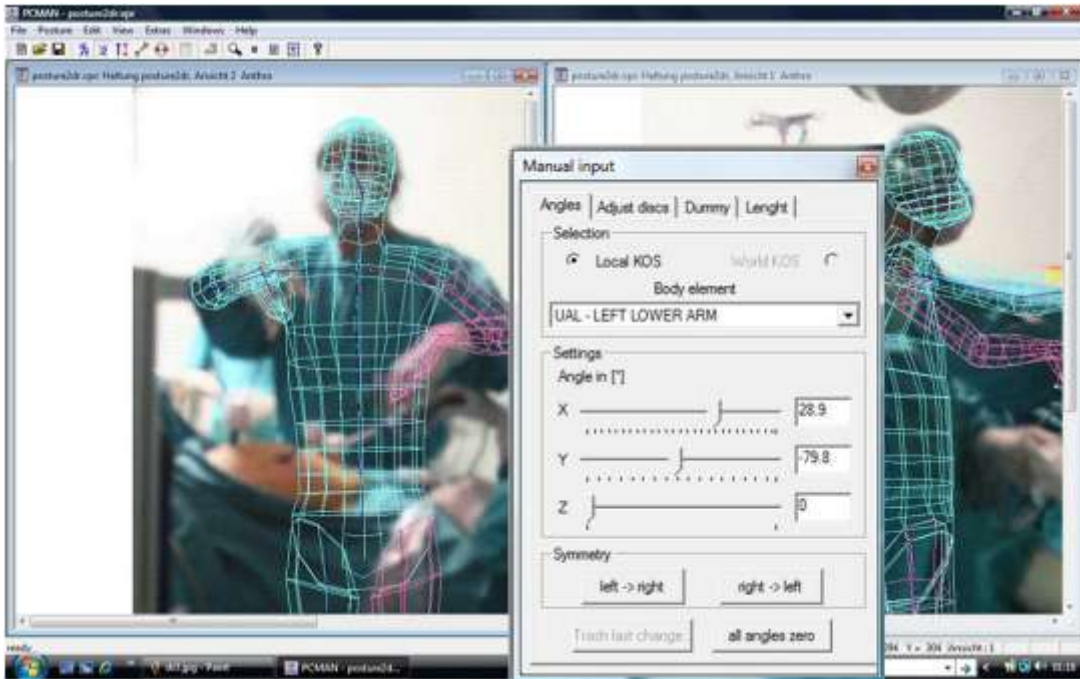
Şekil B.11 : İkinci pozisyonda sağ üst kol açıları.



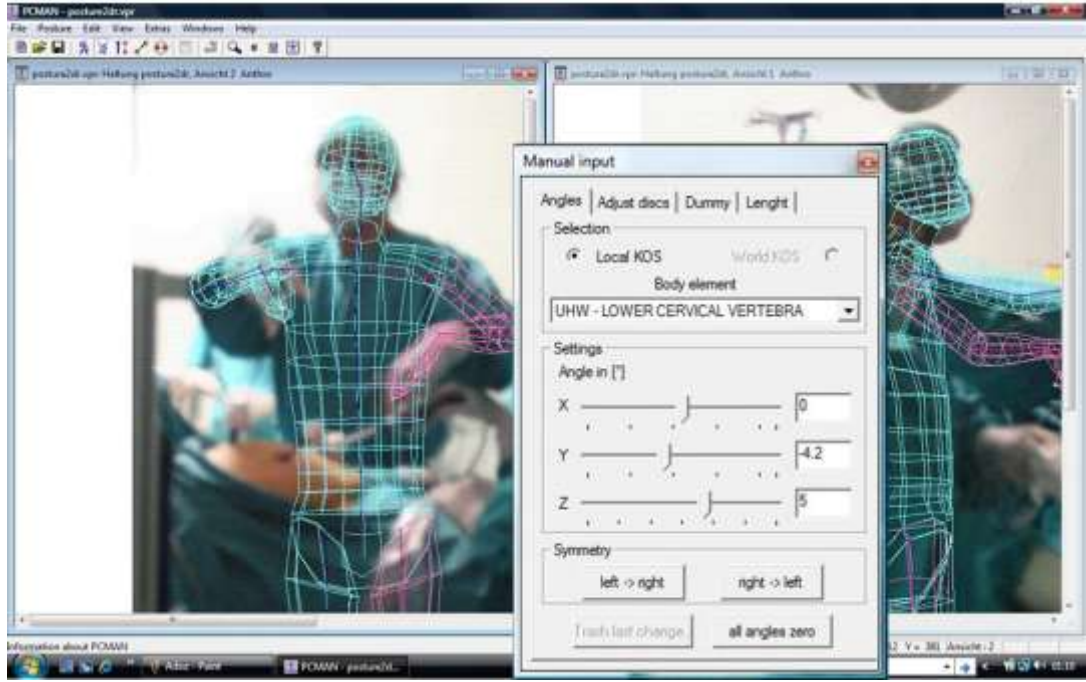
Şekil B.12 : İkinci pozisyonda sağ alt kol açıları.



Şekil B.13 : İkinci pozisyondaki sol üst kol açıları.



Şekil B.14 : İkinci pozisyondaki sol alt kol açıları.



Şekil B.15 : İkinci pozisyondaki alt boyun açıları.



Şekil B.16 : İkinci pozisyondaki üst boyun açıları.

EK C : Ameliyathane donanımı

Çizelge C.1 : Hasta ve yatak izleme formu 1.

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TEDAVİ HİZMETLERİ GENEL MÜDÜRLÜĞÜ
Form No: 956

İL : İLÇE :
HASTA VE YATAK İZLEME FORMU
01-01-2008 -> 31-12-2008

YIL :
DÖNEM :
KURUM :

Bina No	SERVİSLER	Hasta Yatışı Sayısı	Ayrıntılı Muayene Edilen Hasta Sayısı	Günümüz Tedavi Hasta Sayıları				Yataklı Tedavi (Dönem/Yıl Sonu) Çıkan Hasta			Ameliyathane					Doğum Sayıları			Yatak Dönüşüm Oranı (%)
				Kamusal	Devlet	Diğer	Diğer	Taburcu Olan	Ölen	Yatılan Olan Sayısı	A	B	C	D	E	Normal	Müdahaleli	Sezaryen	
1	ACİL TIP BİRİMİ	149	45579	25	3	21	0	9724	120	42727	24	384	376	341	170	0	0	0	% 79
2	ANESTEZİYOLOJİ ANABİLİM DALI	32	5588	5	0	2	0	479	96	2561	5	6	16	9	29	0	0	0	% 22
3	DERMATOLOJİ ANABİLİM DALI	42	20125	7	1	0	0	180	3	5912	0	0	0	2	1	0	0	0	% 39
4	FİZİK TEDAVİ ANABİLİM DALI	60	19115	0	0	1	0	442	0	16411	0	0	0	4	1	0	0	0	% 75
5	GENEL CERRAHİ ANABİLİM DALI	254	28899	22	2	23	0	4928	88	62399	575	1879	704	517	270	0	0	0	% 85
6	GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI	121	56120	3	1	2	0	2349	0	15838	1	1231	437	711	127	0	0	0	% 36
7	GÖĞÜS CERRAHİSİ A.D.	15	1442	2	0	1	0	396	4	2944	144	105	47	169	948	0	0	0	% 54
8	GÖĞÜS HASTALIKLARI ANABİLİM DA	71	21315	125	20	1	0	1089	30	14961	1	12	18	229	114	0	0	0	% 58
9	KADIN DOĞUM ANABİLİM DALI	111	41292	159	1	0	0	4305	10	17483	114	838	1441	232	1485	395	7	688	% 43
10	KALP DAMAR CER. ANABİLİM	52	8771	1	0	1	0	833	28	10385	429	70	206	25	111	0	0	0	% 55
11	KARDİYOLOJİ ANABİLİM DALI	79	22644	9	1	1	0	1653	12	13758	0	4	4	5	0	0	0	0	% 48
12	KBB ANABİLİM DALI	38	33367	3	2	1	0	1433	10	9145	27	331	484	231	210	0	0	0	% 66
13	KLINİK BAKTE. VE ENFEKS. A.D.	28	7315	3	2	0	0	531	6	7735	4	1	2	12	2	0	0	0	% 78
14	NÖROLOJİ ANABİLİM DALI	59	37391	7	3	1	0	1490	19	13514	0	0	0	4	15	0	0	0	% 63
15	NÖROŞİRÜRJİ ANABİLİM DALI	81	13347	3	8	0	0	1431	31	17859	518	515	184	25	114	0	0	0	% 50
16	NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI	10	14443	0	2	0	0	619	0	1413	0	0	0	5	0	0	0	0	% 39
17	ORTOPEDİ ANABİLİM DALI	53	23017	2	2	2	0	1060	8	12213	124	410	295	173	87	0	0	0	% 63
18	PLASTİK CERRAHİ ANABİLİM DALI	54	6765	1	0	2	0	1078	2	9176	13	386	562	441	68	0	0	0	% 47
19	PSİKİYATRİ ANABİLİM DALI	101	26369	3	0	0	0	520	2	15396	0	0	0	0	2	0	0	0	% 41
20	RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM	69	13475	493	1543	0	0	208	26	5535	0	0	0	5	28	0	0	0	% 22
21	ÇOCUK CERRAHİ ANABİLİM DALI	62	9402	0	0	0	0	2406	18	11418	112	367	445	288	41	0	0	0	% 38
22	ÇOCUK HAST. ANABİLİM DALI	279	85745	398	1	0	0	3858	77	21438	1	7	10	16	3	0	0	0	% 31
23	ÜROLOJİ ANABİLİM DALI	30	23497	6	4	7	0	2594	3	12232	386	443	390	1007	307	0	0	0	% 112
24	İÇ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI	214	179932	15485	25	545	0	2948	124	61878	6	15	53	105	100	0	0	0	% 79
TOPLAM :		2094	780928	16782	1619	672	0	46538	719	414352	2482	6904	5657	4853	4213	395	7	888	% 55

DÜZENLEYEN

Adı Soyadı : _____

Önvanı : _____

Tarih : _____

İmza : _____

ONAYLAYAN

Adı Soyadı : _____

Önvanı : _____

Tarih : _____

İmza : _____

Çizelge C.2 : Hasta ve yatak izleme formu 2.

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
TEDAVİ HİZMETLERİ GENEL MÜDÜRLÜĞÜ
Form No: 056

İL :

İLÇE :

YIL :
DÖNEM :
KURUM :

HASTA VE YATAK İZLEME FORMU

01-01-2010 -> 31-12-2010

Sıra No	SERVİSLER	Hasta Yatağı Sayısı	Ayrılan Muayene Edilen Hasta Sayısı	Günlük Tedavi Hasta Sayıları				Yataklı Tedavi (Dönem/Yıl Sonu) Çıkan Hasta			Ameliyathalar					Doğum Sayıları			Yatak Doluluk Oran %
				Kemoterapi	Radyoterapi	Diğer	Diğer	Yabancı Olun	Çıkan	Yatılan Gain Sayısı	A	B	C	D	E	Normal	Müdahaleli	Sağsarıyan	
1	ACIL TIP BİRİMİ	149	57916	72	28	79	0	6681	121	25105	30	206	273	332	279	0	0	0	% 46
2	ANESTEZİ CER. YOĞUN BAK. SERVİSİ	19	0	0	0	0	0	84	244	7480	29	56	37	55	24	0	0	1	% 1,08
3	ANESTEZİYOLOJİ ANABİLİM DALI	13	4804	26	10	0	0	96	2	852	0	0	0	1	0	0	0	% 14	
4	DERMATOLOJİ ANABİLİM DALI	35	27281	5	3	0	0	260	2	7226	0	0	0	1	1	0	0	% 57	
5	FİZİK TEDAVİ ANABİLİM DALI	60	19602	3	0	1	0	399	3	15045	0	3	0	3	1	0	0	% 69	
6	GENEL CERRAHI ANABİLİM DALI	263	37511	70	15	47	0	4681	59	57335	498	1917	802	575	290	0	0	0	% 60
7	GÖZ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI	97	58205	9	3	4	0	1970	1	14366	0	1267	500	221	104	0	0	0	% 41
8	GÖĞÜS CERRAHİSİ A.D.	15	2022	22	30	1	0	464	1	2856	145	79	47	204	583	0	0	0	% 52
9	GÖĞÜS HASTALIKLARI ANABİLİM DA.	71	22458	231	36	6	0	940	21	14325	1	7	6	158	8	0	0	% 55	
10	KADIN DOĞUM ANABİLİM DALI	104	41685	434	14	3	0	3571	10	17874	146	504	1401	314	713	314	11	880	% 47
11	KALP DAMAR CER. ANABİLİM	47	10389	5	2	21	0	720	22	11167	430	60	191	17	354	0	0	0	% 65
12	KARDİYOLOJİ ANABİLİM DALI	79	20386	30	2	12	0	1308	35	11032	0	2	2	11	2	0	0	% 38	
13	KBB ANABİLİM DALI	38	21746	8	7	2	0	1470	10	8256	23	564	538	233	210	0	0	0	% 60
14	KLINİK BAKTE. VE ENFEKS. A.D.	29	8577	14	3	6	0	425	8	7855	2	3	7	9	7	0	0	% 75	
15	NÖROLOJİ ANABİLİM DALI	59	40212	63	8	3	0	1710	7	13166	4	2	2	2	3	0	0	% 61	
16	NÖROŞİRÜRJİ ANABİLİM DALI	52	15641	5	15	1	0	1296	8	17866	473	463	137	17	68	0	0	% 94	
17	NÖROŞİRÜRJİ YOĞUN BAKIM	8	0	0	0	0	0	42	24	1119	9	11	3	7	16	0	0	% 38	
18	NÜKLEER TIP ANABİLİM DALI	10	19058	3	0	0	0	983	0	1767	0	0	0	1	0	0	0	% 49	
19	ORTOPEDİ ANABİLİM DALI	53	26525	29	19	4	0	1415	7	15778	270	643	372	179	216	0	0	% 62	
20	PLASTİK CERRAHI ANABİLİM DALI	54	8649	8	3	4	0	1191	0	8952	21	335	526	398	154	0	0	% 44	
21	PSİKİYATRİ ANABİLİM DALI	72	25168	8	4	0	0	366	0	10182	0	0	1	0	0	0	0	% 39	
22	RADYASYON ONKOLOJİSİ ANABİLİM	32	15341	396	1290	1	0	314	43	9406	1	3	1	3	0	0	0	% 81	
23	ÇOCUK CER. YENİ DO. YOĞ. BAK. SERV.	11	0	0	0	0	0	25	10	1406	14	15	7	5	111	0	0	% 35	
24	ÇOCUK CERRAHI ANABİLİM DALI	71	11817	2	0	1	0	2118	2	10988	140	341	345	401	80	0	0	% 43	
25	ÇOCUK HAST. ANABİLİM DALI	222	117573	519	21	89	0	3132	13	28951	5	23	4	10	3	0	0	% 36	
26	ÇOCUK HAST. Y. DOĞ. YOĞUN BAK. SER.	17	0	0	0	0	0	130	28	1982	0	0	0	1	1	0	0	% 32	
27	ÇOCUK HASTALIKLARI YOĞUN BAKIM ÜNİTESİ	7	0	0	0	0	0	33	42	1853	1	4	1	0	3	0	0	% 73	
28	ÜRÖLOJİ ANABİLİM DALI	30	19790	13	10	11	0	5868	5	8358	352	282	263	848	57	0	0	% 77	
29	İÇ HASTALIKLARI ANABİLİM DALI	214	590152	6272	344	255	0	2995	108	65145	7	20	67	131	41	0	0	% 85	
TOPLAM :		1938	841518	8247	1847	531	0	40688	838	387800	2601	6803	6533	4137	3339	314	11	881	% 87

DÜZENLEYEN

Adı Soyadı :
Ünvanı :
Tarih :
İmza :

ONAYLAYAN

Adı Soyadı :
Ünvanı :
Tarih :
İmza :



Şekil C.1 : Ameliyat masası yatık pozisyon.

Ameliyat masası boyutları (mm)

En	Boy	Yükseklik(min)	Yükseklik(max)	
610	2155	830	1200	
600	2230	780	1180	
600	2120	780	1180	
600	2120	700	950	kayma hareketi300 mm



Şekil C.2 : Ameliyat masası dik pozisyon.



Şekil C.3 : Monopolar makas.

Monopolar makas boyutları:5mm/330mm.



Şekil C.4 : Bipolar kesme forsepsi.

Bipolar kesme forsepsi boyutları: 5mm/330mm.



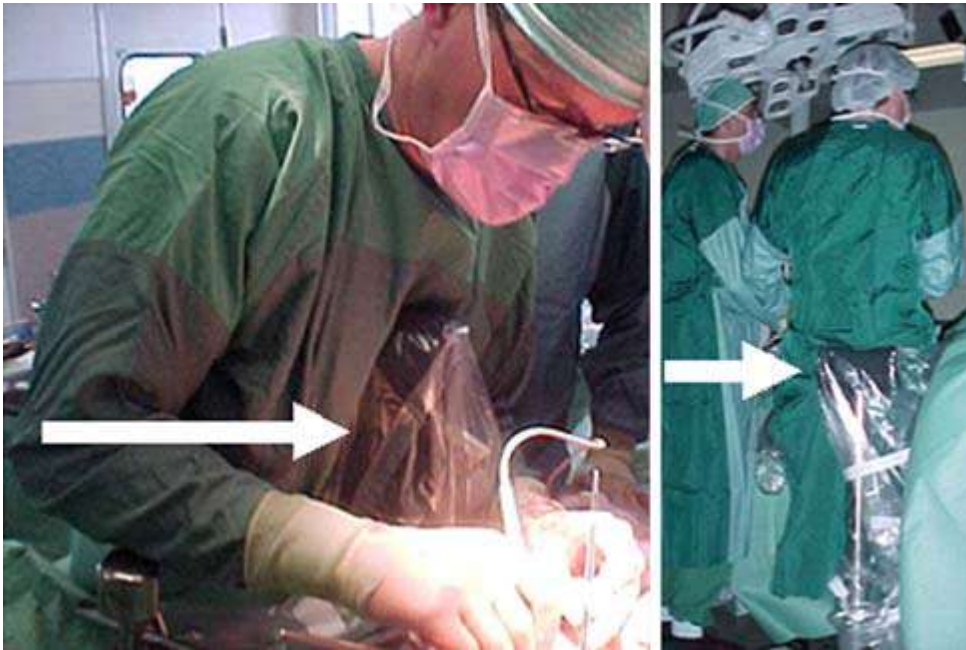
Şekil C.5 : Emiş çubuğu.

Emiş çubuğu uzunlukları: 280,330,450mm; Çapları: 5,10mm.



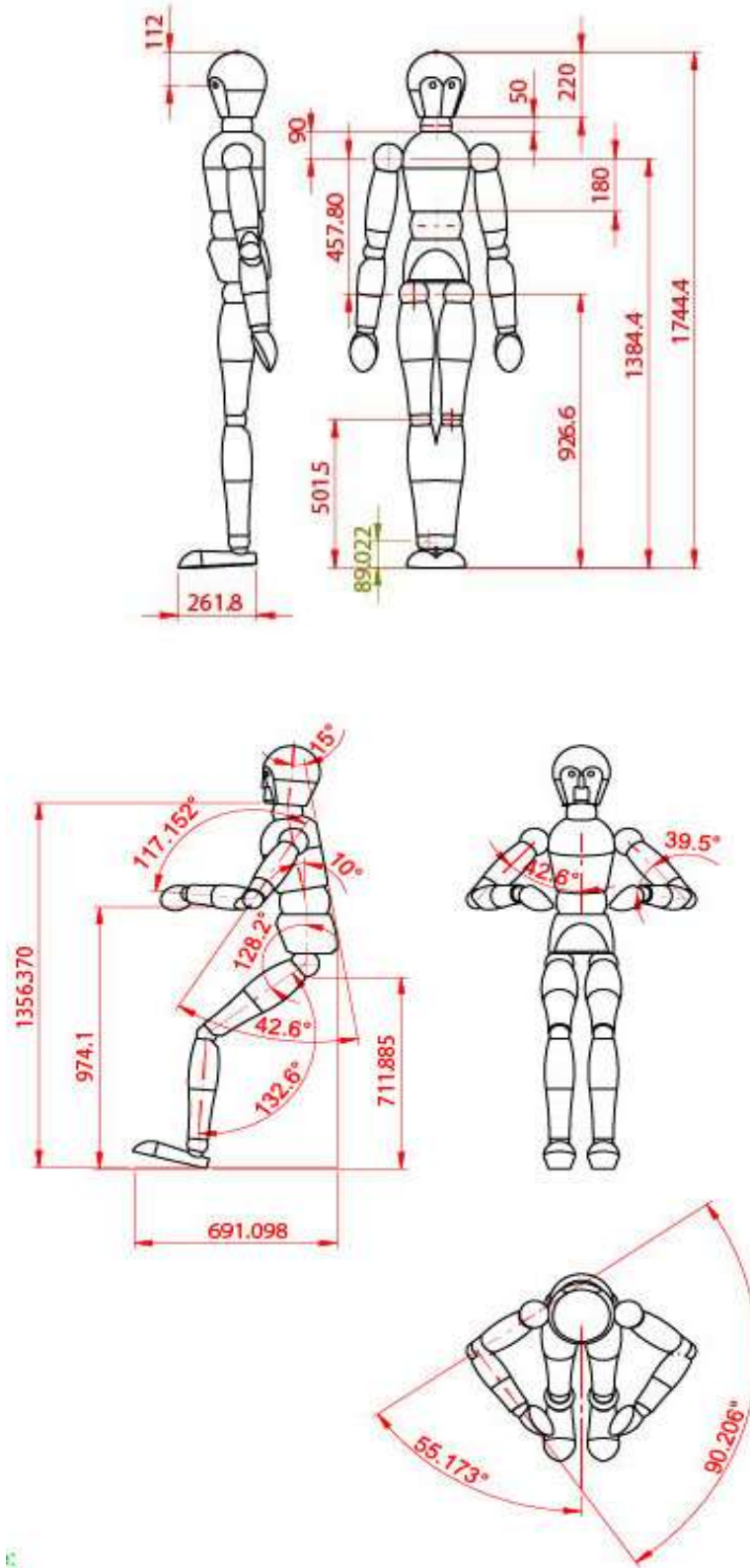
Şekil C.6 : Grasper.

Grasper uzunluğu : 330mm, çapı : 5mm.



Şekil C.7 : Cerrahlar için göğüs desteği önerisi

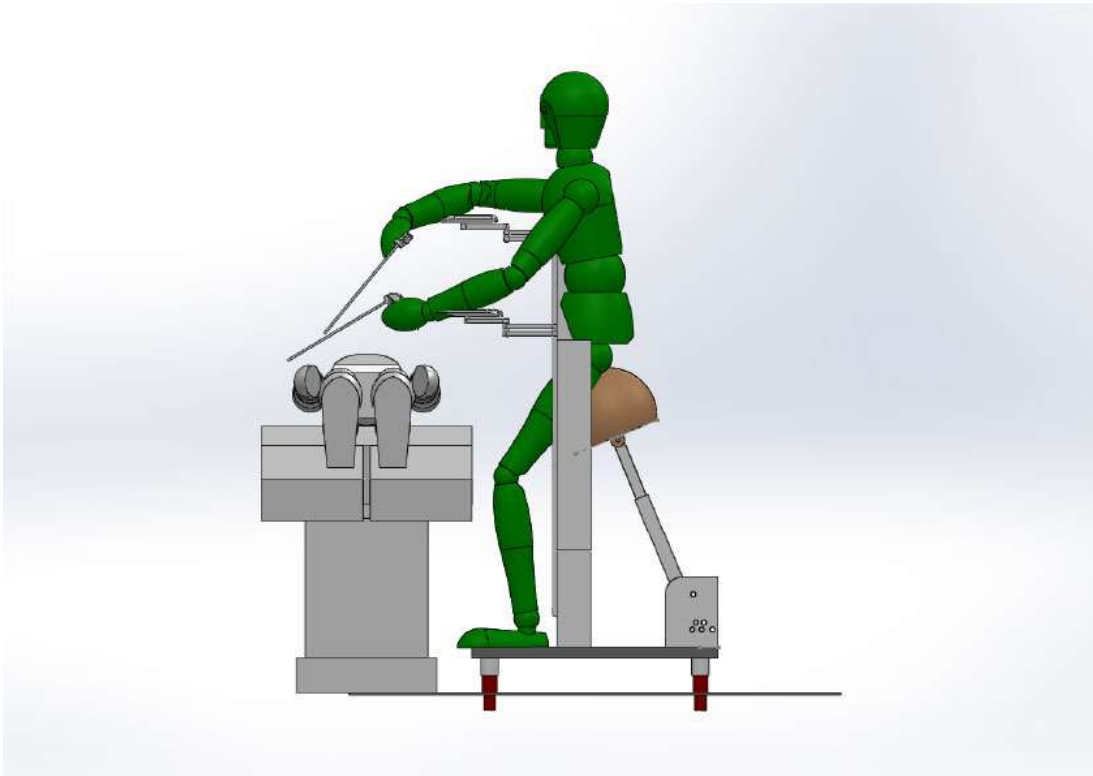
EK D : Çizimler



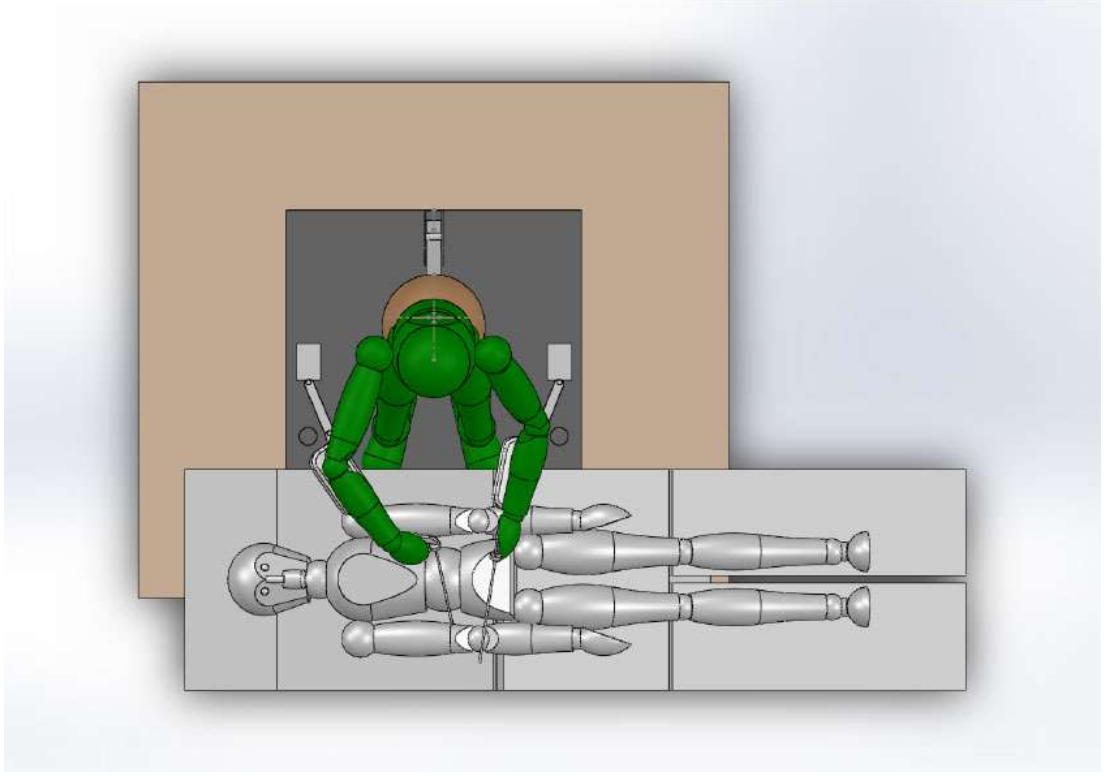
Şekil D.1 : Bilgisayar ortamında oluşturulan robot ölçüleri mm



Şekil D.2 : Ergo rest kol desteği



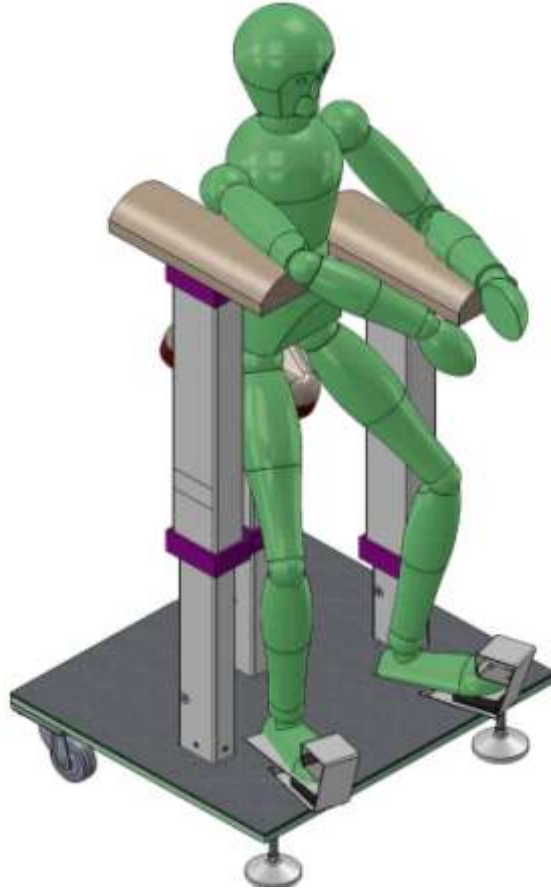
Şekil D.3 : Ergo rest uygulamalı tasarım çalışması yandan görünüş.



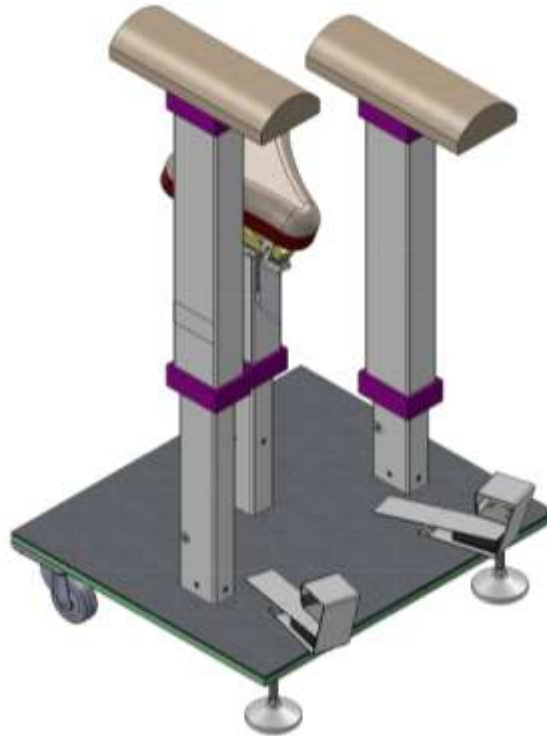
Şekil D.4 : Ergo rest uygulamalı tasarım çalışması üstten görünüş.



Şekil D.5 : Teleskopik kolon içindeki dikey hareket motorları



Şekil D.6 : Prototip 'ilk' robotlu izometrik görüntü.



Şekil D.7 : Prototip 'ilk' izometrik göre

EK E : Anketler**Çizelge E.1 : Anket sonuç dökümü**CERRAHLAR ARASINDA YAPILAN ANKET SONUÇLARININ
DÖKÜMÜ 1

Operatör		DR-1	DR-2	DR-3	DR-4	DR-5	DR-6	DR-7
Demografik bilgi	Cerrahi uzmanlığı	kardio	k.v.c	genel	genel	genel	plastik	kardio
	Kadın-erkek	erk	erk	erk	erk	erk	erk	erk
	Yaş	48	55	55	58	47	45	36
	meslekte kaç yıl	20	31	30	30	20	24	10
	Boy	168	180	172	170	170	173	168
	Kilo	71		98	95	80	79	62
Ameliyat tipi %	Klasik	90	50	100	100	100	90	80
	Mikro		50				10	10
	Minimal invaziv	10						10
Ameliyat pozisyonu %	Oturarak		40				60	20
	Ayakta	100	60	100	100	100	40	80
	Yaslanarak							
Pozisyon tipi %	Statik		60				70	100
	Gergin statik	90	20	100	50	100	10	
	Biçimsiz gergin statik	10	20		50		20	
Ağrı bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler							
	Boyun		4		3	1		
	Omuzlar		4		3			1
	Sırt				3			4
	Bel		4		3			4
	Kalça ve baldırlar				3			2
	Dizler							
	Ayaklar bilekler		4	3	3			
	Dirsekler							
	Eller bilekler							
Yorgunluk bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler	1	3		3			
	Boyun	2			3		2	
	Omuzlar	2						2
	Sırt	2					1	4
	Bel	2		3			2	4
	Kalça ve baldırlar	2			3			2
	Dizler					1	2	
	Ayaklar bilekler	2	4	3				
	Dirsekler							
	Eller bilekler		4					
Hissizlik ve uyuşma 1..4	Dizler						2	
	Ayaklar bilekler				3		2	
	Eller bilekler							

Çizelge E.1(devam) : Anket sonuç dökümü

**CERRAHLAR ARASINDA YAPILAN ANKET
SONUÇLARININ DÖKÜMÜ 2**

Operatör		DR-8	DR-9	DR-10	DR-11	DR-12	DR-13	DR-14	DR-15
Demografik bilgi	Cerrahi uzmanlığı	genel	plastik	genel	genel	üroloji	kardiyo	mikroel	uroloji
	Kadın-erkek	erk	erk	erk	erk	erk	erk	erk	erk
	Yaş		54	53	57	59	42	50	52
	meslekte kaç yıl	25	30	23	32	32	17	20	25
	Boy		178	180	174	176	174	181	178
	Kilo		76	86	82	75	89	130	74
Ameliyat tipi %	Klasik	70	90	80	90	70	50	30	80
	Mikro		10				50	60	20
	Minimal invaziv	30		20	10	30		20	
Ameliyat pozisyonu %	Oturarak		50		10		10		
	Ayakta	100	30	100	50	100	70	100	100
	Yaslanarak		20		40		20		
Pozisyon tipi %	Statik		100	100	90	100	20	50	
	Gergin statik	100					60		100
	Biçimsiz gergin statik				10		20	50	
Ağrı bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler	1	1					3	
	Boyun	3	3			3	3	3	
	Omuzlar	3							
	Sırt	2			3			3	2
	Bel	3	1			3	3	3	3
	Kalça ve baldırlar	1							
	Dizler		2						
	Ayaklar bilekler						3	3	
	Dirsekler	1							
	Eller bilekler	1		1	3				
Yorgunluk bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler								
	Boyun			1				3	
	Omuzlar		3	2					
	Sırt		1	2				3	
	Bel			1				3	
	Kalça ve baldırlar	3	1	1			3	3	
	Dizler			1			3		
	Ayaklar bilekler			1			3	3	
	Dirsekler		2						
	Eller bilekler	1		1				3	
Hissizlik ve uyuşma 1..4	Dizler								
	Ayaklar bilekler				3				
	Eller bilekler		3				3	3	

Çizelge E.1(devam) : Anket sonuç dökümü

CERRAHLAR ARASINDA YAPILAN ANKET SONUÇLARININ DÖKÜMÜ 3

Operatör		DR-16	DR-17	DR-18	DR-19	DR-20	DR-21	DR-22	DR-23
Demografik bilgi	Cerrahi uzmanlığı	kardi o	G.K.D .	endokr i	gene l	gene l	gene l	gene l	gene l
	Kadın-erkek	erk	erk	erk	erk	erk	erk	erk	erk
	Yaş	39	55	53	57	38	57	43	37
	meslekte kaç yıl	14	29	23	27	10	27	17	13
	Boy	185	170	183	173	183	183	178	183
	Kilo	110	75	90	83	87	78	83	83
Ameliyat tipi %	Klasik	90	100	70	70	60	80	100	80
	Mikro								
	Minimal invaziv	10		30	30	40	20		20
Ameliyat pozisyonu %	Oturarak							70	
	Ayakta	100	100	100	100	100	100	30	100
	Yaslanarak								
Pozisyon tipi %	Statik	80	70		60	60	100	20	40
	Gergin statik	10	30	20	10	20		20	30
	Biçimsiz gergin statik	10		80	30	20		60	30
Ağrı bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler	2							2
	Boyun	3	3	1	1				2
	Omuzlar	2		1					
	Sırt		2	2	1				3
	Bel			2		2		2	3
	Kalça ve baldırlar								
	Dizler			1					4
	Ayaklar bilekler								1
	Dirsekler								
	Eller bilekler								
Yorgunluk bölgesi, şiddeti 1..4	Baş ve gözler	2		1			1		
	Boyun	2		1	2				
	Omuzlar	2		1		2	1		
	Sırt	2		3	2	3	1		
	Bel	2		3	2		1		
	Kalça ve baldırlar	3		2		3			
	Dizler					2			
	Ayaklar bilekler				1	2	1		
	Dirsekler								
	Eller bilekler								
Hissizlik ve uyuşma 1..4	Dizler								
	Ayaklar bilekler								
	Eller bilekler			1	1			2	

Çizelge E.2 : İnternet üzerinden ulaşılması için hazırlanan anket soruları.

1 Ad Soyad Ad Soyad yazılması mecburi değildir.

2 Uzmanlık Alanınız

Lütfen Aşağıdaki Soruları Seçerek Cevaplayınız.

3 Yaş Kadın / Erkek
Boy (cm) Kilo (kg)

4 Sağ el / Sol el Tercihi

5 Kaç Yıldır Ameliyat Yapıyorsunuz (yıl)

6 Kullandığınız ekipman ve teknolojiye bağlı olarak, **son 10 yıldır** yaptığınız ameliyatların yüzdesini ve ameliyat süresini aşağıdaki alanlarda seçiniz.

	Yüzde (%)	Saat
Klasik Ameliyatlar		
Mikroskop Kullanılan Ameliyatlar		
Minimal İnvaziv Ameliyatlar		

7 Kullandığınız ekipman ve teknolojiye bağlı olarak, **son 10 yıl öncesine kadar** yaptığınız ameliyatların yüzde ve süresini aşağıdaki alanlarda seçiniz.

	Yüzde (%)	Saat
Klasik Ameliyatlar		
Mikroskop Kullanılan Ameliyatlar		
Minimal İnvaziv Ameliyatlar		

Çizelge E.2 (devam) : İnternet üzerinden ulaşılması için hazırlanan anket soruları.

8 Ameliyat süresince içinde bulunduğunuz duruş pozisyonunun niteliğini yüzde olarak belirtiniz.

Yüzde (%)

Statik	
Gergin-Statik	
Biçimsiz Gergin-Statik	

9 Ameliyat duruş pozisyonunuzu yüzde olarak belirtiniz.

Yüzde (%)

Oturarak	
Ayakta	
Yaslanarak	

10 Duruş bozukluğundan kaynaklı,

- ☐ sürekli kas - iskelet rahatsızlığım var.
- ☐ geçici kas - iskelet rahatsızlığım oldu.
- ☒ kas iskelet rahatsızlığım yoktur.

11 Ameliyat sonrasında vücudunuzda oluşan rahatsızlıkların şiddetini(0-4) tipine ve bölgesine bağlı olarak seçiniz.

Baş		
Gözler		
Boyun		
Omuzlar		
Sırt		
Bel		

Çizelge E.2 (devam) : İnternet üzerinden ulaşılması için hazırlanan anket soruları.

Kalça ve Baldırlar		
Dizler		
Ayaklar, Bilekler		
Dirsekler		
Eller, Bilekler		

Çizelge E.3 : Elden dağıtılan anket soruları

OPERATÖRLER İÇİN DURUŞ BOZUKLUĞU SAPTAMA AMAÇLI ANKET

Anket sonuçları İTÜ mimari tasarım bölümünde, ameliyathaneler için tasarım kriterleri oluşturma amacıyla, doktora tezi kapsamında değerlendirilecektir.

İsimler ve veriler hiçbir şekilde kişileri tanımlayıcı olarak kullanılmayacaktır.

AdıSoyadı.....

Yaşı..... Kadın/erkek..... Boy..... Kilo.....

Sağ el/Sol el tercihi.....

Uzmanlık alanınız

Kaç yıldır ameliyat yapıyorsunuz.....

Kullandığınız ekipman ve teknolojiye bağlı olarak, hangi tip ameliyatlar yapıyorsunuz? Katıldığınız toplam ameliyatlar içindeki yüzdesini, ortalama süresini, haftalık sayısını ve hangi seneler arasında yaptığınızı yazınız.

	%	saat- dakika	Haftada adet	sene
Klasik	☐			
Mikro Cerrahi	☐			
Minimal invaziv	☐			

Ameliyat sırasındaki duruşunuzu aşağıdaki tablodan seçerek toplam ameliyat süresine olan tahmini yüzdesini yazınız.

	Statik	Gergin-Statik	Bıçimsiz Gergin-Statik	Serbest
Oturarak				
Ayakta				
Yaslanarak				

Çizelge E.3 (devam) : Elden dağıtılan anket soruları

Kas iskelet rahatsızlığınız var mı?

Sebebi duruş bozukluğu ise belirtiniz?

Duruş bozukluğunuz için önlem alıyorsanız lütfen yazınız?

Ameliyat sonrasında vücudunuzda oluşan rahatsızlığı tipine ve bölgesine bağlı olarak, rahatsızlığın şiddetini 0-4 arası değerlendirerek, aşağıdaki tabloda yazınız. Belirgin olarak sağ veya solda ise yazınız.

	<u>Baş</u> <u>ve</u> <u>gözler</u>	<u>Boyun</u>	<u>Omuz-</u> <u>lar</u>	<u>Sırt</u>	<u>Bel</u>	<u>Kalça</u> <u>ve</u> <u>Baldır-</u> <u>lar</u>	<u>Dizler</u>	<u>Ayak-</u> <u>lar</u> <u>Bilek-</u> <u>ler</u>	<u>Dirsek-</u> <u>ler</u>	<u>Eller</u> <u>Bilekler</u>
<u>Ağrı</u>										
<u>Acı</u>										
<u>Yorgunluk</u>										
<u>Hisizlik-</u> <u>uyuşma</u>										

Çizelge E.4 : Destek ünitesi denemesi sonrası için anket ve kontrol listesi

CERRAHLAR İÇİN RAHAT ÇALIŞMA POZİSYONLARINI BELİRLEME AMAÇLI KOL DESTEĞİ ÜNİTESİ DEĞERLENDİRMESİ									
İSİM SOYİSİM									
YAŞI	BOYU	KİLOSU	SAĞ EL	SOL EL	KAÇ YILDIR AMELİYAT YAPIYORSUNUZ				
daha önce kolunuzu destekleyerek ameliyat yaptınız mı?									
daha önce kolunuzu destekleyerek laparoskopi yapmak istediniz mi?									
laparoskopi tekniği ile daha önce oturarak çalıştınız mı?									
kol desteği dikey hareketi değerlendirilmesi, hız yeterlimi? öneriler									
pedal kumandası değerlendirilmesi öneriler									
kol desteği yatay hareketi değerlendirilmesi öneriler: sol kol: sağ kol:									
oturma elemanı değerlendirilmesi öneriler									
ameliyat tipi					ameliyat süresi				
kol desteği kullanımında tercih edilen konumlar									
Poz.1 süre..... ileri-geri konumu iç-dış konumu yüksekliği sağ kol ileride ortada geride içte ortada dışta aşağıda ortada yukarıda sol kol									
Poz.2 süre..... ileri-geri konumu iç-dış konumu yüksekliği sağ kol ileride ortada geride içte ortada dışta aşağıda ortada yukarıda sol kol									
Poz.3 süre..... ileri-geri konumu iç-dış konumu yüksekliği sağ kol ileride ortada geride içte ortada dışta aşağıda ortada yukarıda sol kol									
Poz.4 süre..... ileri-geri konumu iç-dış konumu yüksekliği sağ kol ileride ortada geride içte ortada dışta aşağıda ortada yukarıda sol kol									
Poz.5 süre..... ileri-geri konumu iç-dış konumu yüksekliği sağ kol ileride ortada geride içte ortada dışta aşağıda ortada yukarıda sol kol									

EK F : Ölçme değerlendirme sistemleri

NIOSH- (National Institute for Occupational Safety and Health) denetim listesi

Çeşitli serileri olan denetim listelerinden oluşur. İşin kapsamındaki görevlerin, görsel değerlendirilmesi için geliştirilmiştir.

Genel Ergonomik Risk Analizi, Ergonomik Risk tanınması (hazard identification), İş İstasyonu, Görev Analizi, Malzeme Tutuşu, başlıkları altında çeşitli denetim listeleri düzenlenmiştir.

Bir görevin risk faktörlerini saptama amaçlı video çekim protokolü de geliştirilmiştir.

ERF-LTN- (Ergonomic Risk Factors of Legs Trunk and Neck) denetim listesi

Bacaklar gövde ve boyunda, biçimsiz duruş pozisyonları sebebiyle oluşabilecek ergonomik risk faktörlerini izlemek amacıyla geliştirilmiş bir **denetleme listesidir**. Keyserling, Brouwer, Silverstein(1992) tarafından geliştirilmiştir.

OWAS- Ölçme Sistemi (Ovakado Working Posture Analysis System)

Çalışma sırasında çalışanların bedeninde duruş pozisyonundan kaynaklanan yüklerin analizi için kullanılan bir (quantitative) **kantitatif değerlendirme metodudur**.

Çalışanların iş sürecindeki görevlerinin gözlenmesi sonucunda saptanan duruş pozisyonlarının sistematik ve basit gruplanmasından oluşur. Bu metod ergonomik araştırmalarda, kas ve iskelet sistemi üzerindeki yüklerin giderilmesi amacıyla, yeni iş veya iş yerleri planlarken kullanılmaktadır.

Sırt, kollar ve bacakların pozisyonları ve bunların yük altında, birbirleri ve çevreleri ile oluşturduğu açıların gözlenerek değerlendirilmektedir.

Workphases

Workphase 0: Phase 1

Workphase 1: Phase 2

Workphase 2: Phase 3

Workphase 3:

Workphase 4:

Workphase 5:

Workphase 6:

Workphase 7:

Workphase 8:

Workphase 9:

OK

Cancel

Şekil F.1 : Çalışma fazları (0-9 arası numaralandırılır).

Observe

Back

1 Straight

2 Bent

3 Twisted

4 Bent and Twisted

Arms

1 Both below shoulder

2 One above shoulder

3 Both above shoulder

Legs

1 Sitting

2 Standing on two legs

3 Standing on one leg

4 St. on two bent knees

5 St. on one bent knee

6 Kneeling

7 Walking

Load

1 < 10 kg

2 < 20 kg

3 > 20 kg

Workphase

0 Lift

1 Carry

2 Load

25

00:01:05

Start Clock

Exit

Accept

Previous

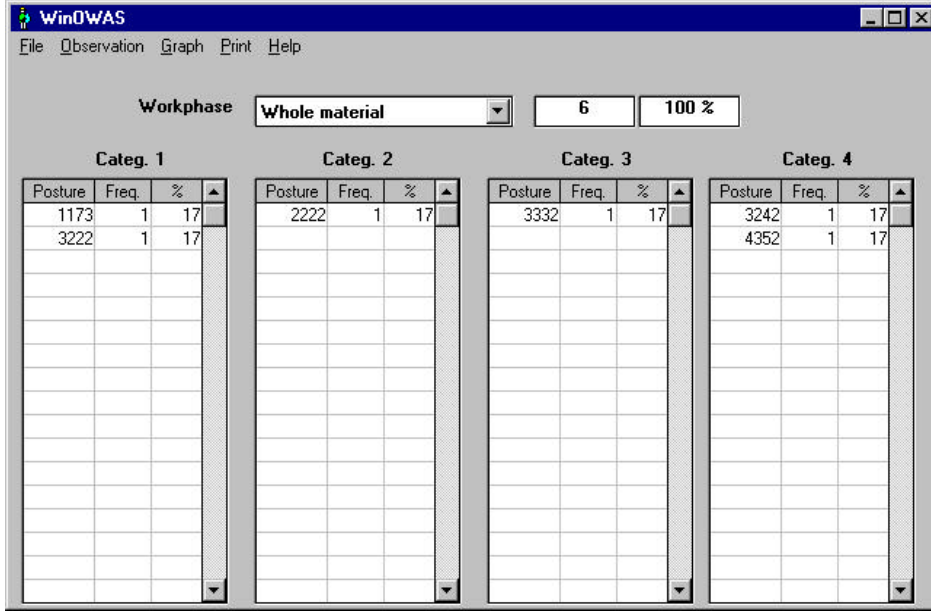
Back	Twisted
Arms	Both above shoulder
Legs	Standing on one leg
Load	< 20 kg
Workphase	Lift

Observations: 1

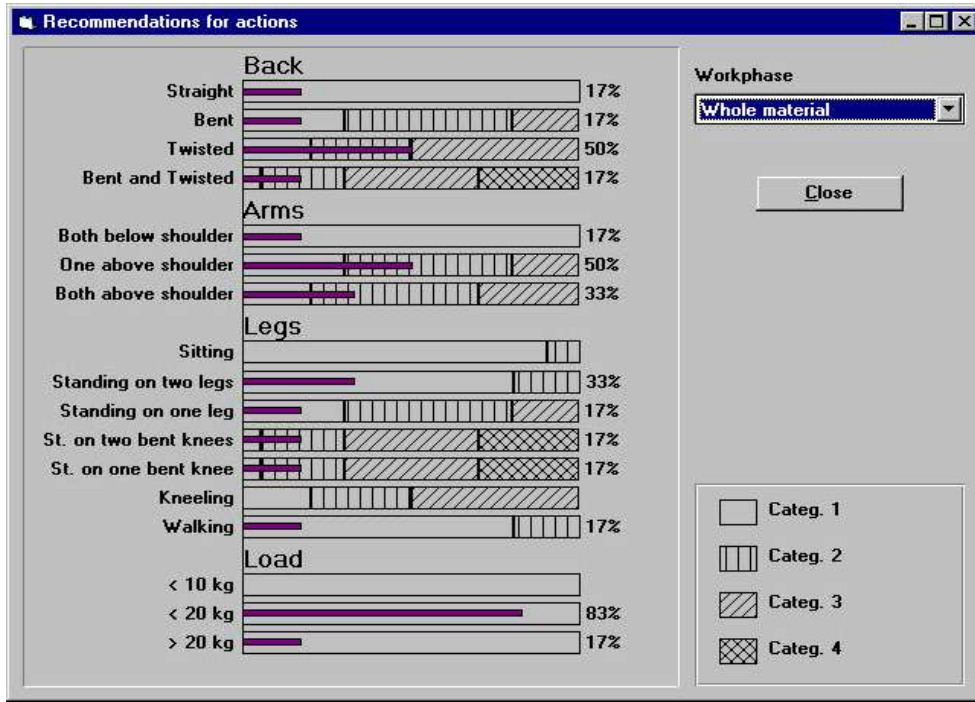
Take Back

Repeat

Şekil F.2 : Gözlemler (5 numaralı kodlarla yapılır).



Şekil F.3 : Aksiyon grupları (4 adet).

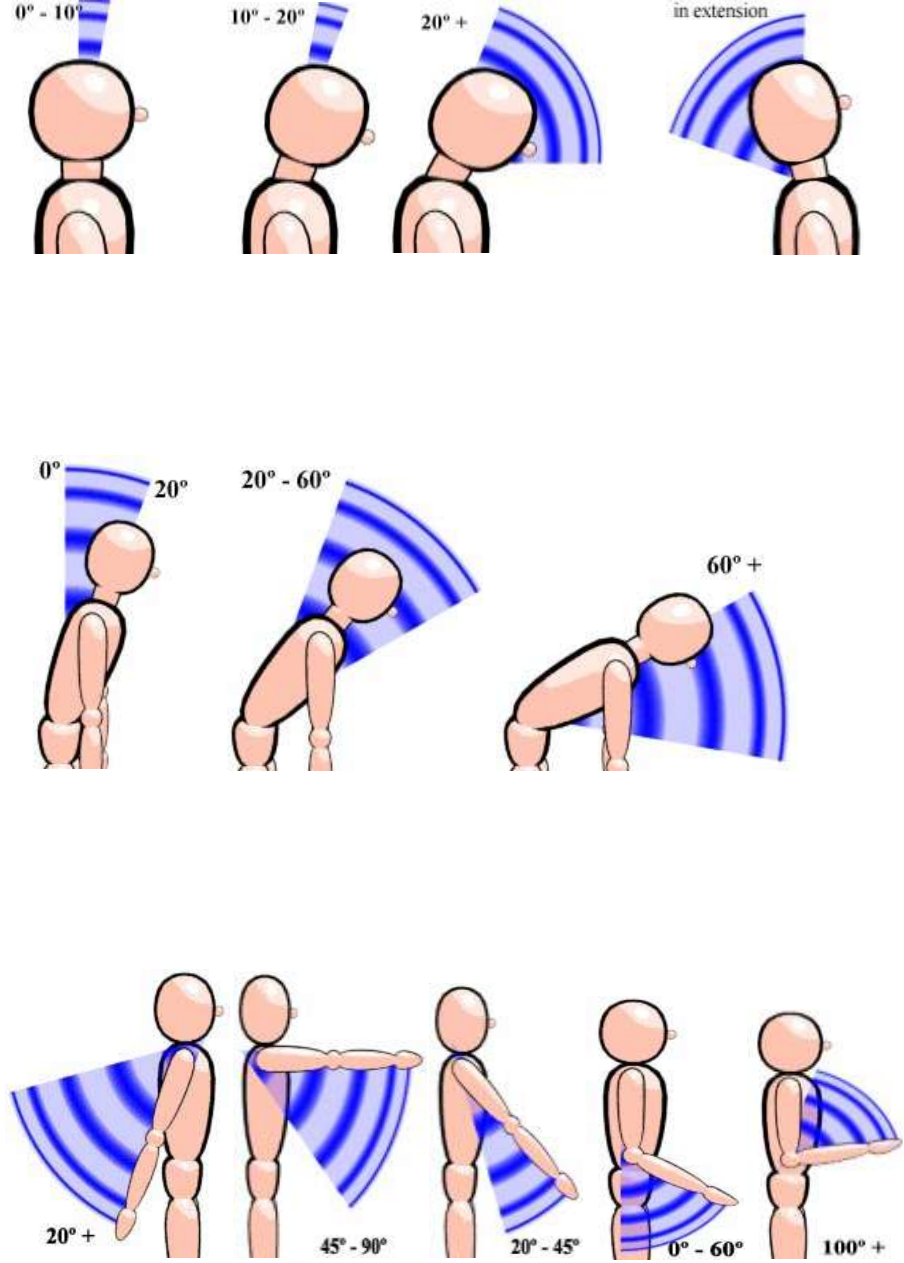


Şekil F.4 : Yükler (risk derecelerine bağlı olarak değerlendirilir).

RULA- Ölçme Sistemi (Rapid Upper Limb Assesment)

Lynn McAtamney ve Nigel Corlett tarafından geliştirilmiş kantitatif bir araştırma metodudur. Üst ekstremitede, boyun ve gövde de; çalışma pozisyonundan kaynaklanan olumsuzlukların değerlendirilmesinde kullanılır. İnsan bedeninin biomekanik yapısından ve duruş pozisyonlarından gelen yüklerin etkilerini

incelemek amacıyla geliştirilmiştir. Değerlendirme sistemi 7 beden bölümüne dayanmaktadır. Eklemlerin yaptığı açılar, dönmeler ve eğilmelerle standart verilen pozisyonlar arasından seçilerek değerlendirme yapılmaktadır.



Şekil F.5 : Beden bölümlerinin açıları.

REBA- Reba ölçme sistemi

Rapid Entire Body Assessment. (Hignet and McAtamney 2000)

Kantitatif bir değerlendirme sistemidir, iki ana grup ve bunlara bağlı alt gruplardan oluşur. İnsan bedeninin çeşitli parçalarına, pozisyon sırasında ki doğal olandan sapma açısına bağlı olarak puan verilir. Fleksiyon ve ekstensiyon açıları puanlamaya etki eden temel faktörlerdir. Abdüksiyon, dönme ve yana fleksiyon ikinci derecede faktörlerdir. Artı yük ve pozisyonun süresi de değerlendirmeyi etkileyen faktörlerdendir.

Belirlenmiş ve gruplanmış listelerden pozisyonlar seçilerek değerlendirilirler.

REBA Employee Assessment Worksheet

Revised Technical Note: Rapid Entire Body Assessment (REBA) (Hignet, McAtamney, Applied Ergonomics 31 (2000) 201-207)

A. Neck, Trunk and Leg Analysis

Step 1: Locate Neck Position

Neck Score []

Step 2: Locate Trunk Position

Trunk Score []

Step 3: Legs

Leg Score []

Step 4: Look-up Posture Score in Table A
 Using values from steps 1-3 above, locate score in Table A.

Step 5: Add Force/Load Score
 If load < 11 lbs: 0
 If load 11 to 22 lbs: +1
 If load > 22 lbs: +2
 Adjust: If shock or rapid build up of force: add +1

Step 6: Score A, Find Row in Table C
 Add values from steps 4 & 5 to obtain Score A. Find Row in Table C.

Scoring:
 1 = negligible risk
 2 or 3 = low risk, change may be needed
 4 to 7 = medium risk, further investigation, change soon
 8 to 10 = high risk, investigate and implement change
 11+ = very high risk, implement change

B. Arm and Wrist Analysis

Step 7: Locate Upper Arm Position

Upper Arm Score []

Step 8: Locate Lower Arm Position

Lower Arm Score []

Step 9: Locate Wrist Position

Wrist Score []

Step 10: Look-up Posture Score in Table B
 Using values from steps 7-9 above, locate score in Table B.

Step 11: Add Coupling Score
 Well-braced handle and good reach, power grip: good: +0
 Acceptable but not ideal hand hold or coupling: acceptable with another body part: fair: +1
 Hand hold not acceptable but possible, for handles, awkward, unsafe with any body part: poor: +2
 Unacceptable: +3

Step 12: Score B, Find Column in Table C
 Add values from steps 6 & 11 to obtain Score B. Find column in Table C and match with Score A in row from step 6 to obtain Table C Score.

Step 13: Activity Score
 +1 1 or more body parts are held for longer than 1 minute (static)
 +1 Repeated small range actions (more than 4s per minute)
 +1 Actions causing rapid large range changes in position or unstable base

Table C Score [] + **Activity Score** [] = **Final REBA Score** []

Table A: Neck, Trunk and Leg Scores

Neck	Trunk	Legs
1	1	1
2	2	2
3	3	3
4	4	4
5	5	5
6	6	6
7	7	7
8	8	8
9	9	9
10	10	10
11	11	11
12	12	12

Table B: Arm and Wrist Scores

Upper Arm	Lower Arm	Wrist
1	1	1
2	2	2
3	3	3
4	4	4
5	5	5
6	6	6
7	7	7
8	8	8
9	9	9
10	10	10
11	11	11
12	12	12

Table C: Final REBA Scores

Score A	Score B	Final REBA Score
1	1	1
2	2	2
3	3	3
4	4	4
5	5	5
6	6	6
7	7	7
8	8	8
9	9	9
10	10	10
11	11	11
12	12	12

Task name: _____ Reviewer: _____ Date: _____

This tool is provided without warranty. The author has provided this tool as a simple means for applying the concepts provided in REBA. © 1997 Hignet, McAtamney, Inc. provided by Practical Ergonomics. elsharif@ergonomics.com (2004) 444-1007

Şekil F.6 : REBA değerlendirme tablosu.

EK G : Kavramlar Dizini

Abdüksiyon	: Kolu, bacağı, el yada ayak parmaklarını orta çizgiden uzaklaştıracak şekilde hareket ettirme
Anterior	: Ön kısımla ilgili
Antropometri	: Kıyaslamalı bir temele dayalı olarak insan bedenini ölçme çalışması
Biyomekanik	: Biyolojik aktivitenin ve özellikle adale aktivitesinin mekaniği
Biceps adalesi	: Ön kola supinasyon ve pronasyon yaptıran kas
Ekstensiyon	: İki vücut parçasının ön yüzlerini eklemdeki açıyı büyüterek birbirinden uzaklaştırma hareketi
Ergonomi	: İnsanın çevresi ile uyumunu inceleyen bir bilim dalıdır.
Fleksiyon	: İki vücut parçasının ön yüzlerini, eklem açısını daraltarak birbirlerine yaklaştırma hareketi
Facia	: Beden sütrüktürlerini kaplayan yüzey
Glenohumeral	: Omuz eklemine ait
Industrial fatigue	: Endüstri yorgunluğu
Kinaesthesia	: Devinduyum
Koksigeal	: Omurga en alt bölümü
Kyposis	: Kamburluk
Laparoskop	: Küçük bir kesiden karın boşluğuna itilen ucu ışıklı alet
Laparoskopik ameliyat	: Laparoskop kullanılarak yapılan cerrahi girişim
Ligament	: Bağ ödevi gören şerit veya kordon şeklindeki oluşum
Lumbar	: Omurga bel bölgesi
Minimal İnvaziv cerrahi	: dokularda en az hasar oluşturularak yapılan cerrahi girişim
Pelvis	: Leğen kemiği
Posterior	: Arka kısımla ilgili
Pronasyon	: Ön kol ve eli, elin ayası yere bakar durumda, iç yana döndürme
Radyal deviasyon	: Bilek eklemine elin serçe parmak yönünde hareketi
Sacral	: Omurga kalça bölgesi
Sagittal düzlem	: Vücudu dik olarak sağ ve sol olarak kesen düzlem

Servikal	: Omurga boyun bölgesi
Stress-strain	: baskı - yorulma
Supinasyon	: Ön kol ve eli, elin ayası yukarı bakar konumda, dış yana döndürme
Trokal	: Omurga sırt bölgesi
Ulnar deviasyon	: Bilek ekleminde elin baş parmak yönünde hareketi
Üst ekstremit	: (upper limb) Kollar

ÖZ GEÇMİŞ

Ad Soyad: H. Semra Seardaroğlu Tigrel.

Doğum yeri ve tarihi: İstanbul, 1957.

Adres: Hidiv Yolu, Hidiv Evleri, A-10, Çubuklu, Beykoz, İstanbul.

Lisans: Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Mimalık fakültesi, Mimarlık Bölümü.

Yüksek Lisans: Orta Doğu Teknik Üniversitesi, Mimalık fakültesi, Mimarlık Bölümü.

Mesleki Deneyim:

TC Turizm Bankası'nda 1980-1981 yıllarında tatil köyü, otel, yat limanı mimari projeleri konularında çalışma.

Koleksiyon Mobilya AŞ' de 1981-1982 yıllarında mobilya ve iç mekan tasarımı konularında çalışma.

Arı İnşaat AŞ'de 1984-1985 yıllarında proje uygulama denetimi konularında çalışma.

Mini Tasarım mobilya mağazasında 1987-1989 yıllarında işletme ortağı olarak mobilya tasarımı ve üretim kontrolü konularında çalışma.

İTÜ Mimarlık Fakültesi Endüstri Tasarımı Bölümünde 1994-1996 yıllarında araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi olarak çalışma.

İç mimarlık kapsamında 1997-2005 yıllarında serbest olarak mobilya tasarımı ve üretim denetimi konularında çalışma.

Unitim Holding Proje Geliştirme Direktörü olarak 2006-2007 yıllarında mağaza uygulamaları konularında çalışma.

İç mimarlık kapsamında 2008-2012 yıllarında serbest çalışma.

