



# İnsan Eklem Açılarının Gerçek Zamanlı Ölçülmesi İçin Düşük Maliyetli Bir Çözüm

## *A Cost-Effective Solution For Real-Time Measurement of Human Joint Angles*

Samet Çıklaçandır\* , Yalçın İşler 

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Çiğli, İzmir

### Öz

Günlük ve bazı sportif hareketlerin takibinin yanı sıra, Kas-iskelet sistemi hastalıkları, düşme ve çarpmaya bağlı yaralanmalar, kas-sinir hastalıkları ve protez uygulamaları gibi pek çok alanda teşhis, tedavi, ameliyat öncesi planlama ve tedavi sonrası iyileşmenin takibi aşamalarında hareket analizleri kullanılmaktadır. Bu noktada eklem açısı ölçen basit cihazlar yerine gerçek zamanlı olarak hareketleri kayıt edebilen cihazlar giderek önem kazanmaktadır. Öte yandan, gerçek zamanlı hareket yakalama teknolojileri nispeten yüksek maliyetlidir. Bu nedenle, bu çalışmada eklem açılarını gerçek zamanlı olarak takip edilebilen, kablosuz çalışabilen, taşınabilir ve düşük maliyetli alternatif bir elektronik gonyometre cihazı geliştirilmiş, gerçekleştirilmiş ve test edilmiştir. Geliştirilen cihazın doğruluğu iki şekilde test edilmiştir. İlk olarak, bu cihazın eklem açısı ölçümlerindeki başarısı aynı anda kayıt alınan mekanik bir gönye ile karşılaştırılmıştır. Bu şekilde, 14 kişinin her iki dirseklerine ve dizlerine 30, 45, 60 ve 90 derecelik eklem açıları için kayıt edilmiş ve tek örneklem t-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Ayrıca, hastaların gerçek zamanlı olarak hareketleri hem geliştirilen cihaz ile hem de optoelektronik tabanlı ticari bir cihaz ile kayıt edilmiştir. Bu kayıtların ne kadar benzer oldukları Pearson Korelasyon yöntemi kullanılarak test edilmiştir. Bu istatistiksel analizler için IBM SPSS v24 kullanılmıştır. Sonuç olarak geliştirilen sistem ile mekanik gonyometre arasındaki tüm ölçümlerde istatistiksel anlamlı bir fark tespit edilememiş ( $p>0,05$ ) ve Optitrack cihazı ile arasında çok yüksek bir korelasyon olduğu tespit edilmiştir. Dahası, Kalman filtresi sayesinde gerçek zamanlı takip ölçümlerinde korelasyon değerinin arttığı görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Eklem açıları, Elektrogonyometre, Gerçek zamanlı ölçüm, Hareket analizi, Hareket takip sistemleri, Kalman filtresi


### Abstract

In addition to the follow-up of daily and some sportive activities, motion analysis is used in many areas such as musculoskeletal system diseases, fall and impact injuries, musculoskeletal diseases, and prosthesis applications, in the stages of diagnosis, treatment, pre-operative planning, and post-treatment recovery. At this point, instead of simple devices to measure joint angles, real-time movement recording devices are becoming increasingly important. On the other hand, real-time capturing technologies are relatively costly. Therefore, in this study, a portable and low-cost alternative electronic goniometer device that can monitor joint angles in real-time can operate wirelessly has been developed, implemented, and tested. The accuracy of the device was tested in two ways. First, this device and a mechanical ruler recorded joint angle measurements at the same time. In this way, the joint angles of 30, 45, 60, and 90 degrees to both elbows and knees of 14 subjects were recorded and compared using the single-sample t-test. Then, this device and an optoelectronic-based commercial device recorded real-time movements of the patients. The Pearson Correlation method was utilized to test the similarities of these real-time records. The software of IBM SPSS v24 was used in these statistical analyses. As a result, no statistically significant difference in all measurements between the developed system and the mechanical goniometer was detected ( $p>0.05$ ), and a very high correlation between the devices and the Optitrack device was determined. Moreover, it is concluded that the correlation is increased, in real-time tracking measurements, by means of the Kalman filter.

**Keywords:** Joint angles, Electrogoniometer, Real-time instrumentation, Motion analysis, Motion capture systems, Kalman filter

\*Sorumlu yazarın e-posta adresi: [samet.cikla@gmail.com](mailto:samet.cikla@gmail.com)

Samet Çıklaçandır  [orcid.org/0000-0003-2076-2400](https://orcid.org/0000-0003-2076-2400)

Yalçın İşler  [orcid.org/0000-0002-2150-4756](https://orcid.org/0000-0002-2150-4756)



## 1. Giriş

İnsanoğlunun en önemli aktivitelerinden birisi istemli hareket edebilmesidir (Medved 2000). Yürüme, oturma, merdiven çıkma, koşma, zıplama ve sportif faaliyetler gündelik hayatın ayrılmaz bir parçasıdır. Bu temel aktivitelerin eksikliği ya da yetersizliği hayat kalitesinde önemli bir düşüşe sebep olur ve eski hareket kabiliyetinin en kısa sürede geri kazanılması arzu edilir. Böyle bir durum söz konusu olduğunda, hareket kaybının iyileştirilmesi için öncelikle bu etmenleri oluşturan sebeplerin tespit edilmesi gerekir. Bu amaçla geliştirilen yürüme analizleri kişinin yürüme ile ilgili problemlerin teşhisinde kullanılan fiziki muayene ile tanısal diğer testlere yardımcı bir yöntemdir (Aydil vd. 2014). Bu analizin uygulanma şekline göre nitel ve nicel olmak üzere çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Moissenet ve Armand 2015). Bunlardan en yaygın kullanılan el/gözle muayene, skrolama formları ve video bazlı muayenedir (Akalın ve Temelli 2014). Bu muayene, hasta gözlemlenerek yapılmaktadır ve bazı uygulamalarda daha sonra incelemek adına kamera ile yürüme kayıtları alınmaktadır. Fakat bu yöntemden faydalanılarak konulan teşhisler, inceleyen hekimin tecrübesine göre değişebilmekte ve kimi zaman yanlış tanı ile sonuçlanmaktadır (Murode-la-Herran vd. 2014). Gelişen teknoloji sayesinde, nitel yöntemler yerine nicel yöntemler geliştirilmeye başlanmış ve bu soruna bir çözüm bulunmuştur. Yeni teknoloji ölçüm sistemleri sayesinde, hareket kabiliyetleri kişinin doğal hareketlerini bozmadan sayısal verilere bağlı olarak elde edilebilmektedir (Shull vd. 2014). Bu yöntemle beraber hekimlerin teşhis koyma ve değerlendirme yaklaşımları vakadan vakaya değişmeyen, tekrar ölçülebilir ve sayısal veriye dayalı hale dönüşmüştür.

### 1.1. İnsan Vücudu Eklemleri Hareket Aralığı

İnsan vücut yapısı, kasları ve bağ dokuları sebebiyle sınırlı düzeyde hareket açıklığına sahiptir. Her eklem belirli açılarda hareket yapabilmektedir (Chiras 2013). Eklem hareket açıklığı herhangi bir eklem için hareket kabiliyetinin ölçümüdür. Eklemler yarı oynar, oynamaz ve oynar eklemler olarak sınıflandırılırlar (Aydın 2000). Oynar eklemler arasında omuz, kalça, kol ve bacak eklemleri, yarı oynar eklemler arasında altçene, parmak eklemleri ve omurgadaki omurlar, oynamaz eklemler ise kafatası ve kuyruksokumu kemikleri yer almaktadır (Resnick ve Kransdorf 2004). Bu kemiklerin hareket aralıkları insan yaşına bağlı olmakla beraber genel itibarıyla Çizelge 1'de gösterilmiştir (Demirhan ve Gökşan 1993, Reese ve Bandy 2016, Bennett vd. 1963).

Eklem hareket açıklıkları normal insanlar için yapabilecekleri hareket kapasitesini göstermektedir. Çizelge 1 ile kıyaslanarak hareket kayıpları değerlendirilir. Diz bölgesi için yaklaşık hareket açıklığı fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde 0° ile 150° arasındadır. Bu aralık dâhilinde kişinin hareketi bu açılarda sergilemesi beklenir. Fakat herhangi bir kas-iskelet hastalıklarında hareket açıları azalabilir. Örneğin; dizde meydana gelen menisküs yırtıklarında hareket kabiliyeti kayıpları oluşur. Tedaviden sonra hareket açıklıkları hafta hafta kaydedilerek tedavinin seyri değerlendirilir. Belli bir süre hareket sınırlaması olan dizde dört hafta sonunda 70°lere kadar hareket kazanmalar mümkündür (Brindle vd. 2001).

Toplum içerisinde yaşa bağlı olarak görülme sıklığı artan bir diğer hastalık olan osteoporoz hareket açıklıklarını etkilemektedir (Pearlmutter vd. 1995). Yaşlanmayla beraber gözlenen kemik erimesinin hızlanması sonucunda, kemiğin

**Çizelge 1:** Eklemlerin Hareket Açıklıkları

| Eklem Tipleri             | Eklemler  | Eklem Açıklık Sınırları |                           |                      |                      |                     |                     |
|---------------------------|-----------|-------------------------|---------------------------|----------------------|----------------------|---------------------|---------------------|
|                           |           | Fleksiyon               | Ekstansiyon               | Abduksiyon           | Adduksiyon           | Dış Rotasyon        | İç Rotasyon         |
| Oynar eklem (Diarthrosis) | Omuz      | 165°-180°               | 44°-89°                   | 165°-187°            | -                    | 81°-123°            | 63°-90°             |
|                           | Dirsek    | 141°-158°               | 0°-1°                     | -                    | -                    | -                   | -                   |
|                           | El bileği | 64°-96°                 | 63°-89°                   | 19°-22°              | 26°-37°              |                     |                     |
|                           | Kalça     | ~130°                   | ~20°                      | ~50°                 | ~30°                 | ~40°                | ~50°                |
|                           | Diz       | ~150°                   | ~0°                       | -                    | -                    | ~40°                | ~10°                |
|                           | Boyun     | 36°-70°                 | 70°-120°                  | <i>Sol Fleksiyon</i> | <i>Sağ Fleksiyon</i> | <i>Sol Rotasyon</i> | <i>Sağ Rotasyon</i> |
|                           |           |                         |                           | ~45°                 | ~45°                 | ~85°                | ~85°                |
| Ayak bileği               |           | <i>Dorsifleksiyon</i>   | <i>Plantar fleksiyonu</i> | <i>Eversiyon</i>     | <i>İnversiyon</i>    |                     |                     |
|                           |           | ~30°                    | ~50°                      | ~15°                 | ~30°                 |                     |                     |

kalitesinde bozulma meydana gelir ve kemik kayıpları ortaya çıkar (Takata ve Yasui 2001). Bunun sonucunda hasta hareket esnasında zorlanma, ağrı hissedebilir ya da hareketi gerçekleştiremeyebilir. Tüm kemiklerde görülebilirken en çok omurlarda, kalça kemiklerinde ve bileklerde sık gözlenir (Iqbal 2000). Tüm bu sonuçlar eşliğinde hareket açıklıklarının takibi hastalığın seyri, teşhisi ve tedavisi açısından oldukça sık kullanılmaktadır.

## 1.2. Hareket Yakalama Teknolojileri

Bilgisayarlı veya hesaplamalı yöntemler günümüze kadar birçok açıdan güvenli sonuçlar üreterek çalışmalarda başarı düzeyini artırmaya yardımcı olmuşlardır (Chao 1986). Bu yöntemler arasında gonyometrelerden başlayarak daha hassas ve karmaşık sistemlere sahip birçok teknoloji sıralanabilir. Hareketlerin analizinde kullanılan sistemlere, hareket yakalama (Motion Capture, ks. MoCap) teknolojileri olarak tanımlanmaktadır (Rosenhahn vd. 2008). Bu teknolojiler 10 µm'ye kadar hassaslıkta ölçüm yapmaktadır. MOCAP teknolojisi 5 ayrı sınıfa ayrılmaktadır (van der Kruk ve Reijne 2018). Bunlar optoelektronik, elektromanyetik, elektromekanik, akustik ve görüntü işlemeye dayalı yöntemlerdir. Bu yöntemlerden optoelektronik sınıftakiler hassas kameralarla vücudun belli noktalarına yerleştirilen işaretleyicileri algılayarak hareketi yakalar (Surer ve Kose 2011). İşaretleyicilerin zaman-mekânsal özellikleri kullanılarak arasındaki açılar hesaplanır ve hareket açıklığı ortaya çıkarılır. Sistem oldukça hassas çalıştığı için literatürde sıkça rastlanmaktadır ve Altın Standart olarak kabul edilmektedir (McGinnis vd. 2017). Bu sistemin en bariz örneği Optitrack'tır. Elektromanyetik sistemlerde kişiye yerleştirilen gönderici ve sistemin diğer parçası alıcı arasındaki konum bilgisi transferiyle hareketler yakalanır (Kitagawa ve Windsor 2012). Bu sistemde kamera olmadığı için görüş hattına ihtiyaç yoktur. Fakat sistem ferromanyetik malzemelere oldukça duyarlı olduğu için gürültü meydana gelebilir (Cloete 2009). Bunun yanında sistem çok yaygın olarak kullanılmamaktadır. Elektromekanik sistemler ise diğer sistemlere göre daha makul fiyatlı oldukları için oldukça sık rastlanan hareket yakalama sistemleridir. Atalet ölçü birimi (IMU) hareket sensörleri giyilebilir bir elbise üzerinde eklemlerin bulunduğu yerlere sabitlenir (Riecický vd. 2018). Bu sensörlerden gelen hareket verileri bilgisayar üzerinde oluşturulan model tabanlı yaklaşımlarla hareketler izlenir (Roetenberg vd. 2009). Fakat diğer sistemlere göre fiyatı makul olsa da yaklaşık 4000 \$ ile yine de pahalı sayılabilecek düzeydedir. Ayrıca elbise giydirmek zahmetlidir ve her bir kişi için ayrı ölçülerde elbise bulundurmaya masraflıdır. Akustik sistemler elektromanyetik sistemlere benzerler.






Fakat akustik sistemlerde elektromanyetik dalgalar yerine akustik dalgalar kullanılır. Bu sistemde genel itibarıyla gürültüleri fazlaca barındırmakta olup sistemlerin haberleşmesi için gerekli olan menzil uzunluk değeri oldukça düşüktür (Magdin 2017). Bir diğer sistem olan görüntü işlemeye dayalı sistemlerde işaretleyici bulunmayıp çeşitli algoritmalar kullanılarak hareketlerin yakalanmasını oluşturur. Bu tip sistemlerde kızılötesi derinlik sensörü ve RGB kameralar kullanılır. Kamera renk ile derinlik bilgilerinden elde ettiği görüntüleri, kullandığı hesaplamalarla yaklaşık modeli oluşturur (Fernandez-Baena vd. 2012). Görüntü işlemeye dayalı sistemlerde bozucu etken olarak güneş ışınları girişim yaparak hareketin yakalanmasını zorlaştırabilir ve gürültü oluşturabilir. Bu sistemin en bilinen cihazı Kinect'tir. Çizelge 2'de hareket yakalama cihazlarının en popüler olanlarının özellikleri gösterilmiştir.

## 1.3. Gonyometreler

Bir önceki bölümde bahsedilen hareket yakalama teknolojileri oldukça pahalı olmasının yanında yüksek hassasiyete sahiptirler. Bu cihazların bir diğer dezavantajları, laboratuvar ortamında kurulumları sırasında ve kurulum yaptıktan sonra ise doğru ve sürekli kullanımları için uzun zaman gerektiren kalibrasyon işleminde karşılaşılan zorluklardır (Noiumkar ve Tirakoat 2013). Genellikle bu dezavantajlara karşı açı ölçmek için oldukça pratik ve uygun maliyetli olan gonyometreler kullanılır. Gonyometre yunanca da gonyo açı ve metre ölçme anlamında kullanılan bir cihaz olarak geçmektedir. Gonyometreler ortak bir noktadan sabitlenmiş çift eksenli çubuklardan oluşan basit aletlerden daha karmaşık yapılara sahip elektronik gonyometrelere kadar birçok çeşitte piyasada bulunmaktadır. Oldukça kolay bir şekilde ölçüm yapabilmemesinin yanında fiyatları da uygundur. Evrensel gonyometreler analog ve dijital olmak üzere çeşitli tiplerde bulunmaktadır. Analog gonyometreler ölçüm basit bir çubuk üzerinde açı skalası bulunan alet üzerinden veriler okunarak ölçüm yapılır. Dijital gonyometreler de ise açı ölçümü analog'a göre daha hassas bir şekilde sıvı kristal ekran (LCD) vasıtasıyla ölçülür. Fakat her iki gonyometre de kişi hareket halindeyken ölçüm yapamaz ve sonuçları kaydetme özellikleri yoktur. Şekil 1A-B'de en sık kullanılan gonyometreler gösterilmiştir.

Evrensel gonyometrenin dışında açı ölçmek için kullanılan sıvılı ve sıvısız eğimölçerler (bubble-inclinometer), pendulum eğimölçer, yerçekimsel gonyometre, elektrogonyometre, sırt hareket açıklığı ölçer (BROM) ve boyun hareket açıklığı ölçer (CROM) gibi aletlerde bulunmaktadır (Klinich ve Reed 2013). Elektrogonyometreler birbirine bağ-

Çizelge 2: MOCAP Teknolojileri

| Hareket Yakalama Teknolojileri  | Cihaz   | Örnekleme frekansı / Kare hızı | Mesafe              | Hassasiyet (m) | Gecikme |
|---|---|--------------------------------|---------------------|----------------|---------|
| <b>Optoelektronik</b><br>            | OptiTrack Prime41 (Akalın 2018)<br>(NaturalPoint, Corvallis, Oregon, ABD) | 180 FPS                        | 13.5 m <sup>2</sup> | 20 µm ve altı  | 5.5 ms  |
| <b>Elektromanyetik</b><br>           | Ubisense 700 IP (Ruiz ve Granja 2017) (Cambridge, İngiltere)              | 33.75 Hz                       | 160m                | 0.15           | -       |
| <b>Elektromekanik</b><br>            | Xsens MTw Awinda (Paulich vd. 2018)<br>(Enschede, Hollanda)               | 1000 Hz                        | 50 m                | 0.5° RMS       | 30 ms   |
| <b>Akustik</b><br>                   | WSN (Bischoff vd. 2012)   | -                              | 9                   | 0.0535         | -       |
| <b>Görüntü İşlemeye Dayalı</b><br> | Kinect v2 (Gonzalez-Jorge vd. 2015)<br>(Microsoft, New Mexico, ABD)       | 30 FPS                         | 4.5 m               | 0.003          | 60 ms   |

lanmış esnek çubuklar halinde üzerinde sensör takımlarının bulunduğu bir tür gonyometredir (Shiratsu ve Coury 2003). Elektronik gonyometreler sahip oldukları farklı türde ölçüm yöntemleriyle açı ölçümünü gerçekleştirir. Bunlar arasında genel itibariyle çalışma prensibi potansiyometreler, fiber optik, gerinim ölçer transdüserler veya IMU sensörleri kullanılarak ölçümler yapılmaktadır. Elektronik gonyometreler açı ölçümlerini daha net gösterme, kayıt edebilme, gerçek zamanlı inceleyebilme gibi özellikler sebebiyle evrensel gonyometrelere göre daha üstündür. Bunun yanında kayıtlar vasıtasıyla gerçek zamanlı ölçümlerden zamansal-mekânsal özellikler de çıkarılabilmektedir (Ouckama 2007). Piyasada bulunan ve en çok karşılaşılan örneği Şekil 1F'de gösterilen çift eksenli elektrogonyometredir (Biometrics Ltd., Newport, İngiltere). Ölçüm yapılacak uzuvu sabitlenerek sensörlerden gelen veri okunur ve açı değeri hesaplanır. Bir diğer alet Şekil 1G'de gösterilen BROM eğimölçer ile bel ve göğüs fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon, laterofleksiyon ve hareket açıklıkları ölçümleri gerçekleştirilmektedir (Norkin ve White 2016). Şekil 1H'de gösterilen CROM eğimölçer ile servikal rotasyon-fleksiyon-ekstansiyon ve laterofleksiyon ölçümleri gerçekleştirilmektedir (Law ve Chiu 2013). Bu

aletler ile belirli vücut kısımlarının hareket açıklık ölçümleri gerçekleştirilmekte olup alet tasarımlarından ötürü sadece yukarıda belirtilen uzuvlarda ölçümler alınmaktadır. Diğer yandan ölçümler el ile yapıldığından aletin ölçüm esnasında kayması ya da farklı gonyometreler ile ölçüm yapıldığında farklı sonuçların alınması, gonyometrelere olan güveni azaltmaktadır (Boone vd. 1978). Ölçümü zorlaştıran bir diğer etken, aletlerin eklem üzerine yerleştirmede karşılaşılan zorluktur ve yerleştirme sırasında hareket etmeye bağlı olarak ölçümler hatalı çıkabilmektedir. Tüm bu sorunların üstesinden gelmek için hassas ve gerçek zamanlı ölçüm yapabilen elektrogonyometreler kullanılabilir. Fakat piyasada bulunan bu tür gonyometrelerin fiyatları oldukça yüksektir.

#### 1.4. Sağlık Alanında Gonyometre Uygulamaları

Biyomekanik uygulamalar, yürüme analizleri, karpal tünel sendromu teşhisi için bilek açısı ölçümü, kalça fonksiyonunun değerlendirilmesi gibi pek çok uygulamada gonyometreler sıklıkla kullanılmaktadır. Bu uygulamalara ek olarak iş kazalarına bağlı yaralanmalarda hareket esnasında eklemlere düşen yükleri bulmak için eklemler arasındaki açıları ölçmek önemlidir. İş esnasında doğru açılar ile vücudun hareket et-



**Şekil 1:** Evrensel gonyometre çeşitleri, (A) Analog gonyometre, (B) Dijital gonyometre, Ölçümler için kullanılan gonyometre çeşitleri (C) Sıvı eğimölçer, (D) Pendulum eğimölçer, (E) Yerçekimsel gonyometre, (F) Elektrogonyometre, (G) BROM, (H) CROM.

mesi hem kişinin fazla gayret sarf etmesinin önüne geçerken hem de zamanla meydana gelebilecek olası yaralanmaların önüne geçmektedir. İş kazalarını önlemek amacıyla çift eksenli esnek elektrogonyometre kullanılarak balık endüstrisinde çalışan kişilerin bilek açı ölçümleri gerçekleştirilmiştir (Hansson vd. 1996).

Akıllı telefonların ve saatlerin gelişmesiyle de pek çok analiz bu cihazlar sayesinde de yapılabilmektedir. Başka bir çalışmada, bir kameradan alınan görüntü ile eklemler üzerinde eksenler oluşturularak akıllı telefon tabanlı gonyometre yapılmıştır ve daha sonra iki-boyutlu görüntü üzerinde oluşturulan iki eksen kullanılarak açı hesaplanmıştır (Ferriero vd. 2013). Fakat bu tekniğe dayalı ölçümlerde kameranın doğru pozisyonlanamaması ölçüm sonuçlarını etkilemekte ve yanlış ölçümlere sebep olmaktadır (Keleş vd. 2016). Elektrogonyometreler hareket sırasında daha iyi ölçümler yapmak

ve doğal olmayan harekete neden olmamak için daha esnek bir tipte yapılabilir.

Başka bir çalışmada, gerinim ölçer içeren elektrogonyometrelerin transdüser sayısını artırarak bilek açısını daha az hatayla ölçme yetenekleri kanıtlandı (Jonsson ve Johnson 2001). Fakat bu şekilde bir alet maliyet açısından oldukça yüksek miktar tutmaktadır. Kalça ve diz üzerinde elektrogonyometrelerden alınan veriler ışığında asimetri teşhisleri ve buna bağlı anormalliklerin muayenesi yapıldı (Rowe vd. 1989).

Yapılan çalışmalar incelendiğinde ve mevcut olan cihazların dezavantajları dikkate alındığında alındığında yeni bir gonyometreye gereksinim olduğu gözlemlendi. Ölçümlerin doğruluk, okunabilirlik, izlenebilirlik ve tekrarlanabilirlik özelliklerini daha da geliştirmek için yeni bir elektrogonyo-

metre cihazı tasarımı gerçekleştirildi. Bu çalışma ile portatif, kablosuz ve gerçek zamanlı izlenebilen farklı bir elektrogonyometre cihaz tasarımı amaçlandı. Gerçekleştirilen tasarım sayesinde hastanın doğal hareket akışını bozmayacak şekilde açı ölçümlerini kaydedebilen ve kablosuz aktarım gerçekleştirebilen ayrıca diğer sistemlere göre de uygun maliyetli bir gonyometre tasarlandı.

## 2. Materyal ve Yöntem

### 2.1. Sistem Tasarımı

Sistem iki adet ivmeölçerin verilerini kullanarak açı hesap edilmesi ve gerçek zamanlı açı değerinin kayıt edilmesi ile verilerin telefon veya bilgisayar ortamına Bluetooth ile transferini içermektedir. Sistemin blok diyagramı Şekil 2a'de gösterilmiştir. MikroSD kart sayesinde geçmişe dönük incelemeler kolaylıkla yapılabilir ve doktor geçmiş kayıtlara bağlı olarak hastanın hareket kabiliyetindeki gelişimi izleyebilir, verileri karşılaştırabilir. Aynı zamanda akıllı telefonlara yüklenecek uygulama sayesinde basit arayüzünde açı değeri gerçek zamanlı göstermektedir. Bunun yanında Bluetooth alıcısına sahip herhangi bir dizüstü ya da masaüstü bilgisayar ile de veriler eş zamanlı takip edilebilir. Bilgisayar üzerinde Arduino IDE (Ivrea, İtalya) yazılımı serial port ekranı ile takip mümkündür, bunun yanında ücretsiz olarak hizmet veren Processing (v3.5.1, Açık kaynak, Massachusetts, ABD) yazılımı ile de açı değerleri takip edilebilmektedir. Sensörler cırt cırtlı kumaş braket içerisinde yerleştirilmiştir. Bu braket ile diz, dirsek, ayak bileği, el bileği gibi ölçümler kolaylıkla yapılabilir. Diğer ölçümler için sensörlerin braket içerisinde çıkarılıp el ile tutturulması gerekmektedir. Sensörlerin hareket esnasında bağlantılarının kopmasını engellemek ve aradaki kabloya herhangi bir hasar gelmemesi için sıkıca lehimlenen kablolar ayrıca silikonlanarak muhafaza edilmiştir. Sistemin mimarisinde bulunan mobil uygulama geliştirilmektedir.

### 2.2. Elektronik Devre

Mikrokontrolcü devrede az yer kaplaması ve bağlanacak donanımların sayıca çok olması sebebiyle giriş çıkış pinleri fazla olan Arduino Nano (Ivrea, İtalya) tercih edilmiştir. Mikrodenetleyici toplamda 22 adet giriş-çıkış pini bulunmakta olup Atmel ATmega328 işlemcisine sahiptir. Çalışma gerilimi olarak 7V-12V arası çalışmaktadır ve 16MHz çalışma frekansına sahiptir. Mikrodenetleyicinin boyutları yaklaşık olarak 19x43mm'dir (Delebe 2014).

Açı ölçme mekanizması için MPU6050 ivmeölçerler tercih edilmiştir. İvmeölçer, üç eksen çayro ve üç eksen

açısız ivmeölçer olmak üzere altı serbestlik derecesine sahip IMU sensördür. Çalışma voltajı 3V ile 5V arasında değişmektedir. Açısız ivmeölçer ölçüm aralığı  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$ ,  $\pm 16g$  değerinde olup, iletişim standart olarak I2C protokolüne sahiptir (Fedorov vd. 2015). Devrede iki adet ivmeölçer eksenlerden bağımsız olarak açı ölçmek için gereklidir. İvmeölçer mikrodenetleyici ile SDA ve SCL pinleri üzerinden haberleşmektedir. Her iki ivmeölçerde mikrodenetleyici üzerinde aynı yere bağlanmış olup ivmeölçerlerin adres değişikliği sebebiyle sinyaller ayırt edilebilmektedir. Bunun için bir ivmeölçerin AD0 pini aktif edilerek adresi değiştirilmiştir.

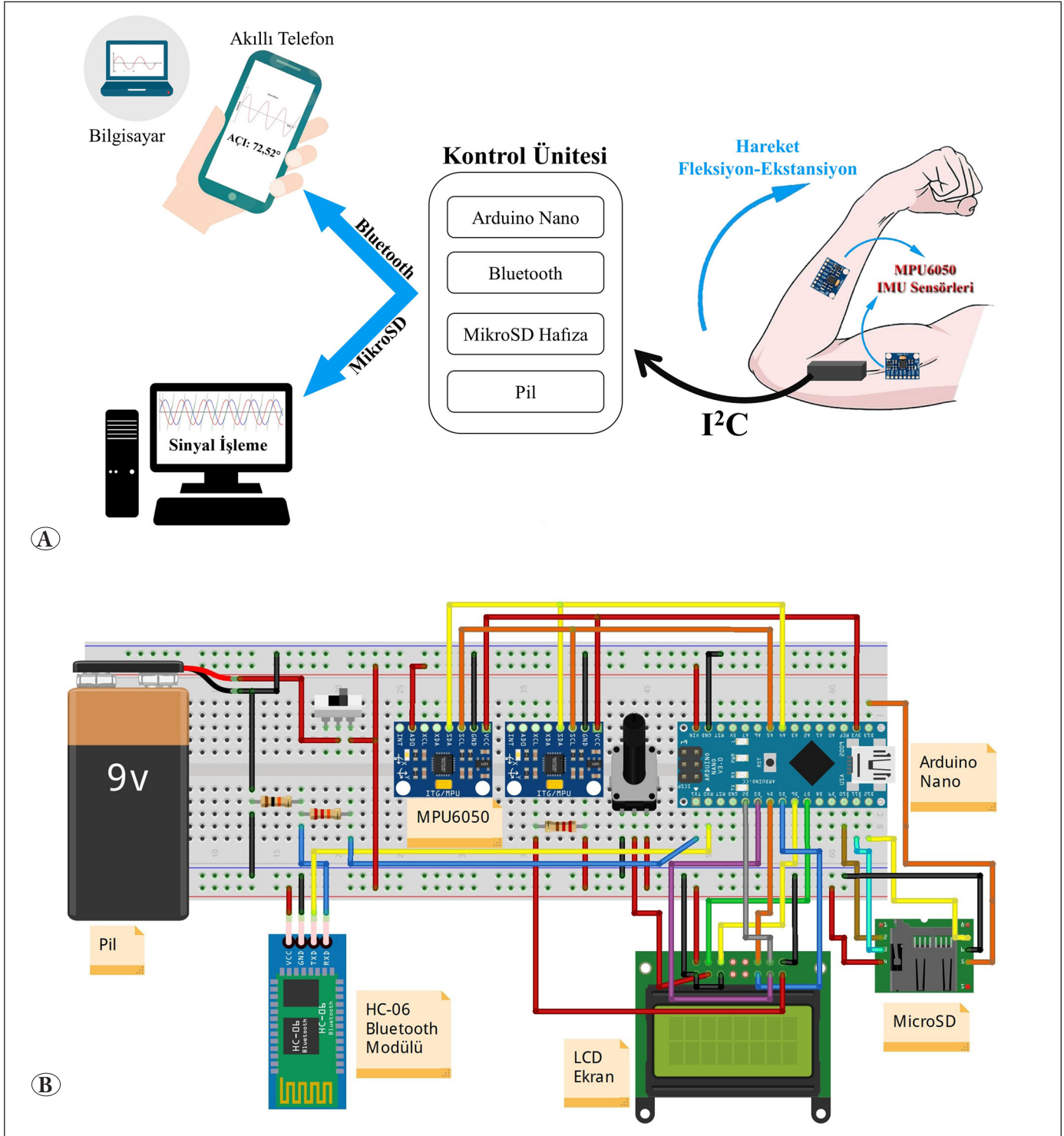
Kullanıcının ölçüm sonuçlarını canlı takip edebilmesi için hem cihaz üzerine LCD ekran yerleştirilirken hem de Bluetooth modülü ile bilgisayar ortamında takip edilebilmesi ve daha sonra analiz edilmek üzere kayıt yapabileceği bir düzenek hazırlanmıştır. Bunun için 16x2 karaktere sahip arka aydınlatması olan LCD ekran mikrodenetleyiciye bağlanmıştır (Soni ve Suchdeo 2012). LCD ekran arka aydınlatmasının şiddetini ayarlamak üzere potansiyometre kullanılmıştır. Bunun yanında 10 m haberleşme mesafesine sahip HC-06 Bluetooth modülü açı bilgisini bilgisayara aktarmak üzere tercih edilmiştir. Bu modül 3V-5V arası çalışma gerilimine ve 2.4 GHz bandında haberleşme frekansına sahiptir. Boyutları oldukça küçük olan bu modül devreden yaklaşık 50mA'lık akım çekmektedir (Anwary vd. 2019). Kayıt özelliği için mikro SD kart ve Arduino uyumlu adaptörü kullanılmıştır. Depo edilecek verilerin boyutlarının az olması ve fiyatının makul olması sebebiyle 1GB mikro SD kart tercih edilmiştir. Diğer yandan adaptör aynı gerilim aralıklarında çalışmakla beraber SPI haberleşme protokolüne sahiptir. Bunun için mikrodenetleyicinin MISO, MOSI ve SCK pinleri kullanılmıştır. Güncel elektronik elemanları bünyesinde barındıran ve esnek çizme ortamı sağlayan Fritzing (v.0.8.7b, FH Potsdam, Brandenburg, Almanya) yazılımı ile devre şeması Şekil 2b'de gösterilmiştir. Cihazın sürekli çalışıp pil tüketimini artırmamasını engellemek için açma-kapama anahtarı pil ile elemanlar arasına yerleştirilmiştir. Pil olarak PP3 tip 9V lityum kaynaklı batarya kullanılmıştır. Tüm donanımların delikli plaket üzerinde yerleşiminden sonra sabitlenerek elastik braketin içerisine yerleştirilmiştir.

### 2.3. Programlama

Mikrokontrolcü programlanması Arduino IDE v1.8.9 yazılımı ile gerçekleştirildi. İki ivmeölçer aynı pin üzerinden haberleşeceği için tek hatlı (One-Wire) iletişim kütüphanesi, MPU6050 ivmeölçer kütüphanesi, Bluetooth kütüphanesi, LCD ve mikroSD kütüphaneleri yüklendi. Alet

ilk açıldığında gerekli haberleşme birimlerinin kontrolünü yapmakta ve mikroSD kart takılı olup olmadığını sorgulamaktadır. Eğer her ikisi de mevcut değilse LCD ekrana yazıp kullanıcıyı bilgilendirmektedir. Daha sonra sensörlerin kalibrasyonları yapılmakta olup veriler okunur. Her iki

sensörün adresleri farklı olduğu için sırayla veriler okunur ve açı değeri hesaplanarak LCD ekrana gönderilir. Bu adımdan sonra eğer Bluetooth veya mikroSD bağlı ise veriler kayıt edilmek üzere işlenir. Veriler tekrar okunmak üzere döngü başa döner.



Şekil 2: (A) Düzenğin blok diyagramı, (B) Elektronik devre şematiği.

## 2.4. Kalman Filtresi

İvmeölçer sensörler, titreşimden ve çevredeki gürültülerden hassas bir şekilde etkilenir. Bunun sonucunda ölçümler gerçek değerden farklı çıkabilir. İstenilen sinyali gerçek sinyale olabildiğince yakın elde edebilmek için Kalman filtre ve Fusion filtre gibi çeşitli filtreler kullanılmaktadır.

Kalman filtresi ile önceki duruma göre yeni durum hesaplanarak tahmini durum elde edilir. Bu sebeple giriş ve çıktı değerleri önemlidir. Ölçülemeyecek sinyalleri bile gerçeğe yakın tahmin etmede oldukça başarılıdır. Kalman filtresi bir filtre olarak görülse de aslında tahmin edici bir işlemidir. Kalman filtresi ile tahmini değer ve düzeltme gerçekleştirilir. Kalman filtresi ile ivmeölçer probleminin matematiksel modellemesi için başlangıçta denklem (1) ve denklem (2)'den yararlanır.

$$x_t = Ax_{t-1} + Bu_t + w_{t-1} \quad (1)$$

$$Z_t = Hx_t + v_t \quad (2)$$

Alt indis olarak kullanılan t harfi durumları (ayrık zaman aralıkları t=0 ms, t=1 ms gibi) göstermektedir.  $x_t$  ile sinyalin değeri, önceki sinyal değeri ( $x_{t-1}$ ), kontrol sinyali ( $u_t$ ) ve önceki değer gürültü değerleri ( $w_{t-1}$ ) toplanarak elde edilir. Denklem 2 de ise  $Z_t$  ölçüm değeri, sinyalin değeri ( $x_t$ ) ile ölçüm gürültüsünün ( $v_t$ ) toplamıdır. A, B ve H harfleri matrisleri temsil eder. Bu problem için matrisler

$$A = \begin{bmatrix} 1.127 & -0.494 & 0.112 \\ 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} -0.383 \\ 0.592 \\ 0.521 \end{bmatrix} \text{ ve}$$

H=1 olarak optimize edilmiştir. Problemi oluşturduktan sonra kalman filtreli sinyali bulmak için denklem (3)'den yararlanır.

$$\hat{X}_t = \hat{X}_t^- + K_t(Z_t - H\hat{X}_t^-) \quad (3)$$

$$K_t = \frac{P_t^- H^T}{HP_t^- H^T + R} \quad (4)$$

$$P_t^- = (1 - K_t H)P_t^- \quad (5)$$

$$P_t^- = AP_{t-1}A^T + Q \quad (6)$$

$$\hat{X}_t^- = A\hat{X}_{t-1} + Bu_t \quad (7)$$

$\hat{X}_t$  Kalman filtresi sonrasında elde edilen değer (tahmini değer),  $K_t$  kalman kazancı,  $\hat{X}_t^-$  düzeltme güncellemesi yapılmadan bulunan bir önceki tahmin değeridir. Başlangıçta bu değer sıfır olarak alınmıştır.  $P_t^-$  önceki hata kovaryansı,  $P_t$  güncelleme sonucu bulunan hata kovaryansıdır. Denklem (6) ve (7) ile değerlerin tahmin aşaması, denklem (3), (4) ve (5) ise verileri güncelleme ya da düzeltme aşamasını içermektedir. Bu kısımda R sensör hata kovaryansı,

Q gürültü kovaryansı olarak iki parametre önemlidir. Başlangıçta bu değerlerin belirlenmesi gerekir ve sıfırdan farklı sayılar seçilmelidir. Bu çalışma için R değeri 2.2 ve Q değeri 0.45 olarak belirlenmiştir. Bu değerlerin belirlenmesi gerçek sinyale olabildiğince yakınsamak için manuel olarak denenmiştir. Herhangi bir metot kullanılmamıştır. Kalman kazancı her bir adımda hesaplanarak yeni değer bulunur. Bu sayede ölçüm anlık büyük değişimlere karşı hassaslığı yok edilir. Ölçüm ile elde edilen değerler daha pürüzsüz ve yumuşak geçişlere sahiptir.

## 2.5. Deneysel Çalışma

Cihazın validasyonunu yapmak ve denek üzerinde gerçekleştirmek adına 7 erkek ve 7 kadın (yaş 24 SD±5,1) üzerinden ölçümler alınmıştır. Deneklerin geçmişlerinde hareketleri kısıtlayacak bilinen herhangi bir hastalık veya ameliyat saptanmamıştır. Ölçümler, deneklerin enstrümanı kollar ve bacaklarına giymeleriyle, 30°, 60° ve 90° için gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda ölçüm ile beraber iç açıları 30°, 60°, 90° olan plastik sabit gönye ve ayarlanabilir hareketli gönye vasıtasıyla sonuçlar karşılaştırılmıştır (Şekil 3A-C).

Gerçek zamanlı kayıtların validasyonu için kameralı sistem olan OptiTrack (NaturalPoint, Corvallis, Oregon, ABD) sistemi kullanılmıştır. Optoelektronik sistemde 6 kamera kullanılarak kayıt işlemi gerçekleştirilmiştir. Kameraların modeli Flex 3, görüntü hızı 60 FPS, gecikme 0,1 ms ve sistemin örnekleme frekansı 100 Hz olarak çalışmaktadır. Kayıtlar güneş görmeyen kapalı bir ortamda herhangi bir gürültü içermeyen laboratuvarında bir kişi üzerinden alınmış olup sensörlerin üzerine OptiTrack işaretleyicileri yerleştirilmiştir. OptiTrack kalibre edildikten sonra her iki sistemden de eş zamanlı kayıtlar alınmıştır. Şekil 3D'de sensörlerin yerleşimi ve kayıt ortamı gösterilmiştir.

## 2.6. İstatiksel Analiz

Ölçüm sonuçları alınan 14 kişinin her bir açısı için alınan 5 ölçüm değerinin ortalama ve standart sapma gibi tanımlayıcı istatistikleri SPSS (v.25, IBM, New York, ABD) yazılım paketi kullanılarak hesaplanmıştır.

$$M = \frac{1}{n} \sum a_i \quad (8)$$

$$SD = \sqrt{\frac{(a_i - M)^2}{n - 1}} \quad (9)$$

Burada M ortalama, SD standart sapma, n değeri ölçümlerin sayısı,  $a_i$  ise i. ölçüm sonucudur.





**Şekil 3:** Ölçümün alınması ve validasyonu, **A-B)** Sağ dirsek 60° fleksiyon hareketi pergel ile doğrulanması, **C)** Sol dirsek 90° ektansiyon hareketi gönye ile doğrulanması, **D)** OptiTrack işaretleyicilerin yerleşimi ve hareket yakalama laboratuvarı.

Ayrıca, tasarlanan sistemden alınan ölçümlerin pergel ile ölçülen değerden farklı olup olmadığının incelenmesi için istatistiksel analiz ile anlamlılık değeri ( $p$ ) hesaplanmaktadır. Bu değer belirli değerden (mesela 0,05) küçük olması halinde anlamlı bir fark olduğu sonucuna ulaşılır. Tasarlanan sistemden tekrar edilerek alınan ölçümler tek bir değer ile karşılaştırılacağı için tek örneklem t-testi seçilmiştir. Bu testin uygulanması için de SPSS (v.25, IBM, New York, ABD) yazılım paketi kullanılmıştır.

Bunun yanı sıra, tasarlanan sistemin kameralı takip ölçüm sistemi olan OptiTrack ile karşılaştırılması için de istatistiksel analize başvurulmuştur. İki farklı yöntemle alınan sayısal ölçümler arasındaki doğrusal bir ilişkinin varlığını, varsa bu ilişkinin yönünü ve büyüklüğünü veren yöntemlerden birisi Pearson Korelasyon Testi'dir. Bu testin sonucu olan Pearson korelasyon katsayısı ( $r$ ) ve ortalama karesel hataların karekökü (RMSE) değerleri yine SPSS (v.25, IBM, New York, ABD) yazılım paketi kullanılarak hesaplanmıştır. Burada  $r$  değeri +1'e yaklaştıkça iki ölçüm

arasında aynı yöndeki uyumun arttığı ve -1'e yaklaştıkça ise ters yöndeki uyumun arttığı sonucuna ulaşılırken, RMSE değeri 0'a yaklaştıkça iki ölçüm arasındaki farkın azaldığı sonucuna ulaşılır

$$RMSE = \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(\hat{a}_i - a_i)^2}{n}} \quad (10)$$

Burada  $RMSE$  ortalama karesel hatanın karekökü,  $n$  değeri ölçümlerin sayısı,  $a_i$  ve  $\hat{a}_i$  i. ölçüm sonuçlarıdır.

### 3. Sonuçlar

#### 3.1. Elektrogonyometre ile Geleneksel Gönyenin Karşılaştırılması

Elektrogonyometre ile sağ dirsek, sağ diz, sol dirsek ve sol diz üzerinden 30, 45, 60 ve 90 derecelik açılardan alınan ölçümler gönye açık değeri ile karşılaştırılmıştır. Her bir ölçüm yeri ve ölçüm açısı 14 kişi üzerinden beşer kez elektrogonyometre ölçüsü kayıt edilmiştir. Daha sonra SPSS yazılım paketi kullanılarak tanımlayıcı istatistik değerleri (Ortalama ve SD) ile tek örneklem t-testi karşılaştırmaları ( $p$ ) yapılmıştır. Tasarlanan elektrogonyometre ile elde edilen ölçümler ve mekanik gönye ile ölçülen değer arasındaki fark tek örneklem t-testi incelenmiştir. Çizelge 3'de özetlenen sonuçlara göre, tasarlanan sistem ile alınan ölçümler ve mekanik gönye değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ( $p > 0,05$ ).

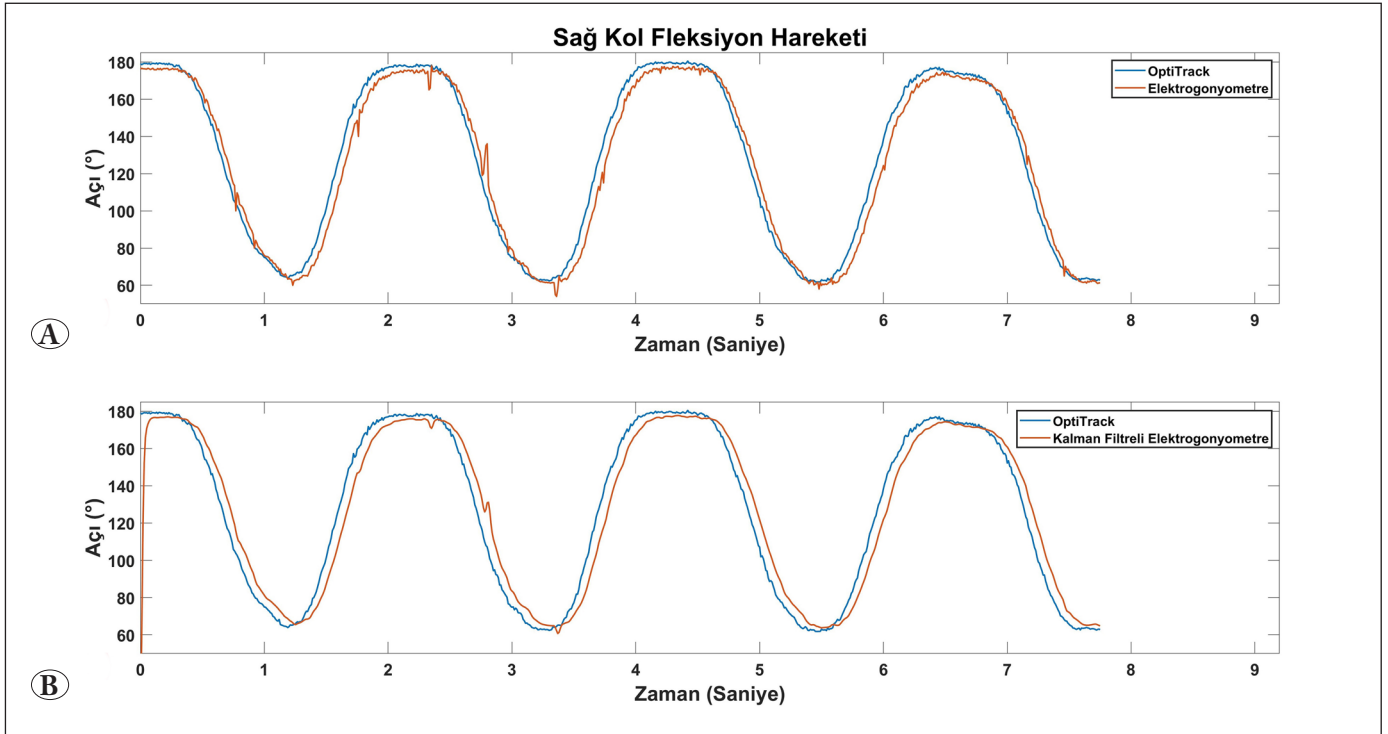
#### 3.2. Optitrack ile Elektrogonyometrenin İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

OptiTrack ve elektrogonyometre ile eş zamanlı olarak ölçümler alınmıştır. Şekil 4'de örnek olarak bir denegın sağ kol dirseğinden alınan sinyaller gösterilmiştir. Elektrogonyometre ile alınan verilerin Optitrack ile alınan hareket verileri küçük bir zaman gecikmesiyle takip ettiği görülmektedir. Bu şekilde tüm denekler için üzerinde devrenin hareket etmesinden kaynaklı belirli zamanlarda gürültü oluşsa da sinyalin akışını bozmayacak düzeyde olduğu belirlenmiştir.

Bu şekilde tüm denekler için her iki sistemle de hareketler kayıt edilmiştir. Daha sonra bu veriler SPSS yazılımı aracılığıyla Pearson Korelasyon yöntemi ile incelenerek aralarındaki ilişkiyi ortaya koyan RMSE ve  $r$  değerleri hesaplanmıştır. Yukarıdaki örnek için ham veri ile  $r$  değeri 0,921 ve RMSE değeri 2,32 Kalman filtreli olarak elde edilen verilerden  $r$  değeri 0,963 RMSE değeri 1,89 olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde hesaplanan tüm Pearson korelasyon katsayısı ve ortalama karesel hatanın

**Çizelge 3:** Gönye ile Elektrogonyometrenin Karşılaştırılması

| Ölçüm Yeri |                  | Gönye (°) | Elektrogonyometre Ortalama± SD (°) | p    |
|------------|------------------|-----------|------------------------------------|------|
| Sağ        | Dirsek Fleksiyon | 30        | 30,19 ± 0,73                       | 0,34 |
|            |                  | 45        | 45,52 ± 0,84                       | 0,06 |
|            |                  | 60        | 60,37 ± 1,22                       | 0,28 |
|            |                  | 90        | 90,49 ± 1,15                       | 0,14 |
|            | Diz Fleksiyon    | 30        | 30,49 ± 0,98                       | 0,09 |
|            |                  | 45        | 45,31 ± 0,86                       | 0,21 |
|            |                  | 60        | 60,13 ± 1,45                       | 0,74 |
|            |                  | 90        | 90,71 ± 1,39                       | 0,08 |
| Sol        | Dirsek Fleksiyon | 30        | 30,38 ± 0,93                       | 0,15 |
|            |                  | 45        | 45,29 ± 0,90                       | 0,26 |
|            |                  | 60        | 60,30 ± 1,42                       | 0,44 |
|            |                  | 90        | 90,77 ± 1,58                       | 0,09 |
|            | Diz Fleksiyon    | 30        | 30,48 ± 0,96                       | 0,09 |
|            |                  | 45        | 45,29 ± 0,59                       | 0,09 |
|            |                  | 60        | 60,46 ± 1,59                       | 0,29 |
|            |                  | 90        | 90,89 ± 1,66                       | 0,07 |



**Şekil 4:** (A) OptiTrack (mavi) ile elektrogonyometrenin (kırmızı) eş zamanlı ölçümlerinin grafiği, (B) OptiTrack (mavi) ile Kalman filtreli elektrogonyometrenin (kırmızı) eş zamanlı ölçümlerinin grafiği.

karekökü değerleri Çizelge 4'de özetlenmiştir. Buna göre açı değerlerinin RMSE için ortalama ve standart sapma değerleri  $2,19 \pm 0,27$  ve  $r$  için ortalama ve standart sapma değerleri  $0,94 \pm 0,02$  olarak bulunmuştur. Pearson korelasyon değerinin 1'e yakın olması Optitrack cihazı ile geliştirilen sistem arasında mükemmelle yakın bir benzerlik olduğunu göstermektedir. Üstelik RMSE değerinin ortalama açı değerine gerçek zamanlı olarak bölünerek hesaplanması halinde %1,51'lik bir ortalama karesel hata oluştuğu görülmektedir.

### 3.3. Elektrogonyometrenin Maliyet Analizi

Önerilen tasarımın bir diğer önemli özelliği ise diğer sistemlere göre 20,97\$ ile daha uygun maliyetli olmasıdır. Buna göre Çizelge 5'de kullanılan tüm malzemelerin ücretleri gösterilmiştir. Sistemde kullanılan Arduino tabanlı sensörler ve çevre birimleri maliyet konusunda oldukça uygundur. En yüksek maliyetli parça elektronik devrenin yerleştiği kumaş braket olmuştur.

## 4. Tartışma

Ortopedik ameliyatlar, pediatri ortopedi, fizik tedavi, spor yaralanmaları, ortez-protez tasarımları, osteoporoz tedavisi, kısmi felç, hareket kabiliyeti eksikliği ve rehabilitasyon gibi alanlarda sıklıkla kullanılan gonyometrelerle doğru ölçüm sonucu elde edilmesi ve ölçümlerin tekrarlanabilirliği çalışmalarında tartışma konusu olmuştur (Roach vd. 2013). Yapılan çalışmalarda farklı cihazlarla yapılmış olan ölçümlerin sonuçları uyum içinde olsalar dahi, kişinin ölçümüne göre benzer sonuçları çıkarmaktan geri kalmıştır. Bunun en önemli sebeplerinden birisi el ve göz ile ölçümün belirli skalalar arasından sayısal değer, tahmini okunmasına dayanmaktadır. Bunun yanında ölçüm aletleri ekleme el ile sabitlenerek ölçüm alınır ve bunun sonucunda ölçüm, kişiye göre değişiklik gösterebilmektedir. Ayrıca hareket esnasında evrensel gonyometreler ile anlık ölçümün alınması mümkün değildir. Zamana göre açısal değişimi gözlemleme, evrensel gonyometreler kullanılarak yapılamaz. Hareket açıklığını

**Çizelge 4:** Optitrack ile Elektrogonyometrenin Karşılaştırılması

| Ölçüm Yeri           | Ham Veri                                 |                                  | Kalman Filtreli Veri                     |                                  |
|----------------------|--|----------------------------------|--|----------------------------------|
|                      | Ortalama Karesel Hatanın Karekökü (RMSE) | Pearson Korelasyon Katsayısı (r) | Ortalama Karesel Hatanın Karekökü (RMSE) | Pearson Korelasyon Katsayısı (r) |
| Sağ Dirsek Fleksiyon | 2,32                                     | 0,921                            | 1,89                                     | 0,963                            |
| Sağ Diz Fleksiyon    | 3,04                                     | 0,932                            | 2,35                                     | 0,952                            |
| Sol Dirsek Fleksiyon | 2,51                                     | 0,919                            | 2,06                                     | 0,949                            |
| Sol Diz Fleksiyon    | 2,98                                     | 0,903                            | 2,48                                     | 0,921                            |
| <b>Ortalama</b>      | <b>2,71 ± 0,35</b>                       | <b>0,92 ± 0,01</b>               | <b>2,19 ± 0,27</b>                       | <b>0,94 ± 0,02</b>               |

**Çizelge 5:** Önerilen Sistemin Yaklaşık Maliyeti (Satış İçin Gerekli Olan Maliyetler Dahil Değildir)

| Malzeme                | Adet | Birim Fiyat (\$) | Fiyat (\$)   |
|------------------------|------|------------------|--------------|
| MPU6050 İvmeölçer      | 2    | 1,16             | 2,32         |
| LCD Ekran              | 1    | 1,49             | 1,49         |
| Arduino Nano           | 1    | 2,98             | 2,98         |
| HC-06 Bluetooth Modülü | 1    | 3,31             | 3,31         |
| MikroSD Kart           | 1    | 2,65             | 2,65         |
| MikroSD Adaptör        | 1    | 0,50             | 0,50         |
| Elastik Uzun Braket    | 1    | 6,63             | 6,63         |
| Pil                    | 1    | 0,50             | 0,50         |
| Direnç                 | 3    | 0,056            | 0,17         |
| Anahtar                | 1    | 0,08             | 0,08         |
| Potansiyometre         | 1    | 0,17             | 0,17         |
| Delikli Plaket         | 1    | 0,17             | 0,17         |
| <b>Toplam Maliyet</b>  |      |                  | <b>20,97</b> |

ölçmek için evrensel gonyometrelerin iki eksenini ölçüm yapılacak uzuvlar ile paralel yapılır ve aradaki açı ölçülür. Bu yöntemde göz ile uzuvlara paralel yapılan çubuklar kişiye göre ölçüm sonuçlarını etkiler (Chapleau vd. 2011). Bu dezavantajları gidermek için çeşitli yaklaşımlar geliştirilmiş ve elektrogonyometreler önerilmiştir. Elektrogonyometreler, eş zamanlı olarak hareket açıklığını ölçmenin yanında hareketi kısıtlamayıp kişinin doğal hareketlerini yapmasına izin vermesi, hafıza ile ölçüm sonuçlarının kayıt edilmesi, uzaktan izlenebilmesi, vücut üzerinde kolaylıkla sabitlenebilmesi gibi avantajları yanında getirmiştir (Piriyaarasarth vd. 2008). Fakat tüm bu avantajlar sebebiyle fiyat-maliyet artmış bundan dolayı klinik birimlerde bu teknolojiye ulaşılabilirlik kısır kalmıştır. Çizelge 6'da görüldüğü üzere genel itibarıyla piyasada bulunan gonyometre-eğimölçerlerin yaklaşık fiyatları gösterilmiştir. Bu fiyatlar içerisinde önerilen sistemin ürün maliyeti yer almakta olup satış maliyetini içermemektedir. Firmaların ticari kaygıları ve medikal sektörünün kar kazançları düşünüldüğünde bu fiyatların katlanarak arttığı bilinmektedir. Basit bir gonyometre bile oldukça yüksek fiyatlarda yer almaktadır. Bu yüzden ilgili klinik birimlerde basit ve ucuz gonyometreler kullanılmaktadır. Ayrıca her gonyometre insan vücudunun her eklem ölçümü için kullanılamaz. Örneğin BROM sadece bel ve göğüs ölçümlerinde, CROM servikal ölçümlerde, pendulum eğimölçer pelvis eğim açısını ve parmakların açı ölçümlerinde, yerçekimsel gonyometre servikal hareket açıklığı ölçümlerinde ve çocuklarda ayak torsiyon ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Yankai ve Manosan 2009). Diğer bölgelerin hareket açıklığı ölçümlerinde bu cihazlar genellikle tercih edilmezler. Bu sebeple

kliniklerde ek gonyometre talepleri oluşmaktadır. Tüm bu sorunların çözümü olarak uygun maliyetli, uzaktan izlenebilen, eş zamanlı takip edilebilen, hafıza ile kayıt etme özelliği bulunan, oldukça pratik giyilebilen ve kolaylıkla taşınabilen elektrogonyometre tasarımı önerilmiş ve denekler üzerinde ölçümler teste tabi tutulmuştur.

Bu çalışmada geliştirilen cihazın çıkışına Kalman filtresi uygulanmıştır. Kalman filtresinin uygulanması ile çıkışlardaki anlık yükselme ve düşüşlerin önüne geçilerek daha yumuşak geçişli ölçümler elde edilmiştir. Ayrıca, Kalman filtresi sayesinde çıkışlardaki ölçümlerin daha kararlı bir hale gelmesi sağlanarak ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin (yani peşpeşe alınan ölçümlerde aynı sonuçların elde edilmesinin) sağlandığı görülmüştür.

Bu çalışmada iki adet ivmeölçer ile hareket açıklığı tespit edilmiştir. Bunun yanında bazı çalışmalarda flex sensör kullanılarak elektrogonyometre tasarımları mevcuttur (Wang vd. 2011). Fakat flex sensörler ivmeölçerlere göre daha pahalı olmasının yanında zamanla eğilip büküldüğünden dolayı hatalı sonuçlar üretebilmektedir. Ruiz-Olaya ile arkadaşlarının yapmış oldukları giyilebilir elektrogonyometre uygun sonuçlar üretse de kullanılan malzemeler gereği oldukça pahalı maliyetlere ulaşmaktadır (Ruiz-Olaya vd. 2017). Diğer yandan gonyometrelerin doğrulanma yöntemi çalışmalara göre değişiklik içermektedir. Allahyari ile arkadaşlarının 2016'da yapmış oldukları çalışmada elektrogonyometre ile Kinect validasyonu yapılmıştır (Allahyari vd. 2017). Fakat Kinect bu validasyon için altın standart olmayışının yanında her eklem açısını ölçmede kullanılamaz. Bu sebeple validas-

**Çizelge 6:** Piyasada Bulunan Ticari Gonyometrelerin Yaklaşık Fiyatları ile Önerilen HUGGo Sistemin Fiyatının Karşılaştırılması (Önerilen Sistemin Satış Maliyetini Yansıtmamaktadır)

| Ölçüm Teknolojileri          |                                     | Fiyat (\$)           |
|------------------------------|-------------------------------------|----------------------|
| Elektronik Sistemler         | Önerilen sistem (HUGGo)             | 20,97                |
|                              | Elektrogonyometre (Biometrics Ltd.) | 295                  |
|                              | Dijital gonyometre                  | 300                  |
|                              | Kinect v2                           | 400                  |
|                              | Xsens MTw Awinda                    | 4350                 |
|                              | OptiTrack Prime41                   | 5999 (Sadece Kamera) |
|                              | Ubisense 700 IP                     | 29200                |
| Elektronik Olmayan Sistemler | Evrensel gonyometre                 | 10                   |
|                              | Pendulum eğimölçer                  | 15                   |
|                              | Sıvı eğimölçer                      | 46                   |
|                              | Yerçekimsel gonyometre              | 173                  |
|                              | BROM                                | 395                  |
|                              | CROM                                | 395                  |

yonlar bu çalışmada olduğu gibi altın standart olarak geçen cihazlar ile yapılmalıdır. Rezende ile arkadaşlarının yapmış oldukları polimer optik fiber gonyometre düşük fiyatlı olmasına rağmen validasyon aşamasında düşük sonuçlar üretmiştir (Rezende vd. 2018). Tüm bu araştırmalara bakıldığında bu dezavantajları ortadan kaldıracak tasarım validasyonları gerçekleştirilerek hareket açıklığı ölçümlerinde kullanılmak üzere sistem önerilmiştir.

## 5. Teşekkür

Yazarlar, İpek Avcı, Deniz Hande Kısa, Merve Oğuz ve Yılmaz Kemal Yüce'ye, bu çalışmanın başlatılması aşamasındaki desteklerinden dolayı teşekkür ederler.

## 6. Kaynaklar

- Akalan, N. E., Temelli, Y. 2014.** Serebral Parezide Gözlemsel Yürüme Analizinin Yeri ve Kullanılabilirliği. Sağlık Bilim. ve Meslekleri Derg., 1: 28. <https://doi.org/10.17681/hsp.09448>.
- Akalan, Ç. 2018.** Manyetoreolojik (Mr) Silindirik Yarı Etkin Diz Eklemi Ortezi Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi.
- Allahyari, T., Sahraneshin Samani, A., Khalkhali, H. R. 2017.** Validity of the Microsoft Kinect for measurement of neck angle: comparison with electrogoniometry. Int. J. Occup. Saf. Ergon, 23: 524-532. <https://doi.org/10.1080/10803548.2016.1219148>.
- Anwary, A. R., Bouchachia, H., Vassallo, M. 2019.** Real time visualization of asymmetrical sitting posture. Procedia Comput. Sci., 155: 153-160. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2019.08.024>.
- Aydil, S., Özkan, P., Beng, K. 2014.** Görsel yürüme analizi. TOTBİD Derg., 13: 331-336. <https://doi.org/10.14292/totbid.dergisi.2014.37>.
- Aydın, S. 2000.** İnsan anatomisi ve fizyolojisi, Anadolu Üniversitesi, Eskişehir.
- Bennett, J. G., Bergmanis, L. E., Carpenter, J. K., Skowlund, H. V. 1963.** Range of motion of the neck. Phys. Ther., 43: 45-47. <https://doi.org/10.1093/ptj/43.1.45>.
- Bischoff, O., Heidmann, N., Rust, J., Paul, S. 2012.** Design and implementation of an ultrasonic localization system for wireless sensor networks using angle-of-arrival and distance measurement. Procedia Eng., 47: 953-956. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.09.304>.
- Boone, D. C., Azen, S. P., Lin, C. M., Spence, C., Baron, C., Lee, L. 1978.** Reliability of goniometric measurements. Phys. Ther., 58: 1355-1360. <https://doi.org/10.1093/ptj/58.11.1355>.
- Brindle, T., Nyland, J., Johnson, D. L. 2001.** The meniscus: review of basic principles with application to surgery and rehabilitation. J. Athl. Train., 36: 160.
- Chao, E. Y. S. 1986.** Biomechanics of the human gait. In: G. W. Schmid-Schönbein, L.-Y. Woo, W. Zweifach [eds.], Frontiers in Biomechanics, Springer-Verlag, New York, pp. 225-244.
- Chapleau, J., Canet, F., Petit, Y., Laflamme, G.-Y., Rouleau, D. M. 2011.** Validity of goniometric elbow measurements: comparative study with a radiographic method. Clin. Orthop. Relat. Res., 469:3134. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1986-8>.
- Chiras, D. D. 2013.** Human biology, Jones & Bartlett Publishers, USA.
- Cloete, T. 2009.** Benchmarking full-body inertial motion capture for clinical gait analysis. Yüksek Lisans Tezi, University of Stellenbosch.
- Delebe, E. 2014.** Projeler ile Arduino. Kodlab, İstanbul.
- Demirhan, M., Göksan, M. A. 1993.** Omuz eklemi biomekaniği ve kas kontrolü. Acta Orthop Traumatol Turc, 27: 212-217.
- Fedorov, D. S., Ivoilov, A. Y., Zhmud, V. A., Trubin, V. G. 2015.** Using of measuring system MPU6050 for the determination of the angular velocities and linear accelerations. Autom. Softw. Enginery, 11: 75-80.
- Fernández-Baena, A., Susín, A., Lligadas, X. 2012.** Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments. Fourth international conference on intelligent networking and collaborative systems, IEEE, p. 656-661, Romania. <https://doi.org/10.1109/iNCoS.2012.66>.
- Ferriero, G., Vercelli, S., Sartorio, F., Lasa, S. M., Ilieva, E., Brigatti, E., Carolinac, R., Calogero, F. 2013.** Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry. Int. J. Rehabil. Res., 36: 146-151. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835b8269>.
- Gonzalez-Jorge, H., Rodríguez-González, P., Martínez-Sánchez, J., González-Aguilera, D., Arias, P., Gesto, M., Díaz-Vilarino, L. 2015.** Metrological comparison between Kinect I and Kinect II sensors. Measurement, 70: 21-26. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2015.03.042>.
- Hansson, G. Å., Balogh, I., Ohlsson, K., Rylander, L., Skerfving, S. 1996.** Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. J. Electromyogr. Kinesiol., 6: 23-35. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00017-8](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00017-8).
- Iqbal, M. M. 2000.** Osteoporosis: epidemiology, diagnosis, and treatment. South. Med. J., 93: 2-18. <https://doi.org/10.1097/00007611-200093010-00002>.

- Jonsson, P., Johnson, P. W. 2001.** Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Appl. Ergon.*, 32: 599-607. [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(01\)00036-9](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(01)00036-9).
- Keleş, E. Şimşek, E., Salmanı, M., Şimşek, T. T., Angın S. 2016.** Eklem hareket açıklığı ölçümünde kullanılan iki akıllı telefon uygulamasının uygulayıcı içi ve uygulayıcılar arası güvenilirliğinin incelenmesi. *J. Exerc. Ther. Rehabil.*, 3: 21-29.
- Kitagawa, M., Windsor, B. 2012.** MoCap for artists: workflow and techniques for motion capture, Focal Press, USA.
- Klinich, K. D., Reed, M. P. 2013.** Pediatric anthropometry. In: J. R. Crandall, B. S. Myers, D. F. Meaney, S. Z. Schmidtke [eds.], *Pediatric injury biomechanics*, Springer, New York, pp. 1-31.
- Law, E. Y. H., Chiu, T. T.-W. 2013.** Measurement of cervical range of motion (CROM) by electronic CROM goniometer: a test of reliability and validity. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.*, 26: 141-148. <https://doi.org/10.3233/BMR-2012-00358>.
- Magdin, M. 2017.** Simple MoCap System for Home Usage. *Int. J. Interact. Multimed. Artif. Intell.*, 4. <https://doi.org/10.9781/ijimai.2017.4410>.
- McGinnis, R. S., Hough, J., Perkins, N. C. 2017.** Accuracy of wearable sensors for estimating joint reactions. *J. Comput. Nonlinear Dyn.*, 12. <https://doi.org/10.1115/1.4035667>.
- Medved, V. 2000.** Measurement of human locomotion, CRC press, USA.
- Moissenet, F., Armand, S. 2015.** Qualitative and quantitative methods of assessing gait disorders. *Orthop. Manag. Child. with Cereb. Palsy A Compr. Approach*, 215-240.
- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., Méndez-Zorrilla, A. 2014.** Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*, 14: 3362-3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>.
- Noiumkar, S., Tirakoat, S. 2013.** Use of optical motion capture in sports science: A case study of golf swing. *International Conference on Informatics and Creative Multimedia, IEEE*, p. 310-313, Malaysia. <https://doi.org/10.1109/ICICM.2013.58>.
- Norkin, C. C., White, D. J. 2016.** Measurement of joint motion: a guide to goniometry. FA Davis, USA.
- Ouckama, R.A. 2007.** Comparison of Flexible Electrogoniometers to a 3D Optical Tracking System for Measurements of Ankle Angles During Level Walking and Running. *Master Sci. Diss.*, 67.
- Paulich, M., Schepers, M., Rudigkeit, N., Bellusci, G. 2018.** Xsens MTw Awinda: Miniature wireless inertial-magnetic motion tracker for highly accurate 3D kinematic applications. Xsens: Enschede, Netherlands.
- Pearlmutter, L. L., Bode, B. Y., Wilkinson, W. E., Maricic, M. J. 1995.** Shoulder range of motion in patients with osteoporosis. *Arthritis Rheum. Off. J. Am. Coll. Rheumatol.*, 8: 194-198. <https://doi.org/10.1002/art.1790080313>.
- Piriyaprasarth, P., Morris, M. E., Winter, A., Bialocerkowski, A. E. 2008.** The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *BMC Musculoskelet. Disord.*, 9: 1-10. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-6>.
- Reese, N. B., Bandy, W. D. 2016.** Joint range of motion and muscle length testing, Elsevier Health Sciences, China.
- Resnick, D. L., Kransdorf, M. J. 2004.** Bone and joint imaging E-Book, Elsevier Health Sciences, USA.
- Rezende, A., Alves, C., Marques, I., Silva, M. A., Naves, E. 2018.** Polymer optical fiber goniometer: A new portable, low cost and reliable sensor for joint analysis. *Sensors (Switzerland)*, 18: 1-9. <https://doi.org/10.3390/s18124293>.
- Riecký, A., Madaras, M., Piovarci, M., Durikovic, R. 2018.** Optical-inertial Synchronization of MoCap Suit with Single Camera Setup for Reliable Position Tracking. in *VISIGRAPP (GRAPP)*, 40-47.
- Roach, S., San Juan, J. G., Suprak, D. N., Lyda, M. 2013.** Concurrent validity of digital inclinometer and universal goniometer in assessing passive hip mobility in healthy subjects. *Int. J. Sports Phys. Ther.*, 8: 680.
- Roetenberg, D., Luinge, H., Slycke, P. 2009.** Xsens MVN: Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Xsens Motion Technol. BV, Tech. Rep 1.
- Rosenhahn, B., Klette, R., Metaxas, D. 2008.** Human motion. Understanding, Model. Capture.
- Rowe, P. J., Nicol, A. C., Kelly, I. G. 1989.** Flexible goniometer computer system for the assessment of hip function. *Clin. Biomech.*, 4: 68-72. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90041-7](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90041-7).
- Ruiz, A. R. J., Granja, F. S. 2017.** Comparing ubisense, bespoon, and decawave uwb location systems: Indoor performance analysis. *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, 66: 2106-2117. <https://doi.org/10.1109/TIM.2017.2681398>.
- Ruiz-Olaya, A. F., Callejas-Cuervo, M., Lara-Herrera, C. N. 2017.** Wearable low-cost inertial sensor-based electrogoniometer for measuring joint range of motion. *Dyna*, 84: 180. <https://doi.org/10.15446/dyna.v84n201.59054>.
- Shiratsu, A., Coury, H. J. C. G. 2003.** Reliability and accuracy of different sensors of a flexible electrogoniometer. *Clin. Biomech.*, 18: 682-684. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00110-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00110-4).

- Shull, P. B., Jirattigalachote, W., Hunt, M. A., Cutkosky, M. R., Delp, S. L. 2014.** Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture*, 40: 11-19. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.189>.
- Soni, P., Suchdeo, K. 2012.** Exploring the serial capabilities for 16x2 LCD interface. *Int. J. Emerg. Technol. Adv. Eng.*, 2: 109-112.
- Surer, E., Kose, A. 2011.** Methods and technologies for gait analysis. In: A.A. Salah, T. Gevers [eds.], *Computer Analysis of Human Behavior*, Springer, London, pp. 105-123.
- Takata, S., Yasui, N. 2001.** Disuse osteoporosis. *J. Med. Invest.*, 48: 147-156.
- van der Kruk, E., Reijne, M. M. 2018.** Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *Eur. J. Sport Sci.*, 18: 806-819. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>.
- Wang, P. T., King, C. E., Do, A. H., Nenadic, Z. 2011.** A durable, low-cost electrogoniometer for dynamic measurement of joint trajectories. *Med. Eng. Phys.*, 33: 546-552. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.12.008>.
- Yankai, A., Manosan, P. 2009.** Reliability of the Universal and Invented Gravity Goniometers in Measuring Active Cervical Range of Motion in Normal Healthy. *Int. J. Appl.*, 2: 49.