

Fizik Tedavi Egzersizlerinin Giyilebilir Hareket Algılayıcıları İşaretlerinden Dinamik Zaman Bükmesiyle Sezimi ve Değerlendirilmesi

Detection and Evaluation of Physical Therapy Exercises from Wearable Motion Sensor Signals by Dynamic Time Warping

Aras Yurtman

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilkent Üniversitesi
yurtman@ee.bilkent.edu.tr

Billur Barshan

Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilkent Üniversitesi
billur@ee.bilkent.edu.tr

Özetçe—Giyilebilir hareket algılayıcılarından kaydedilen sinyalleri işleyerek fizik tedavi egzersizlerini algılamak ve değerlendirmek için özerk bir sistem geliştirilmiştir. Bir fizik tedavi seansındaki bir ya da birden fazla egzersiz tipini algılamak için, temeli dinamik zaman bükmesi (DZB) benzeşmezlik ölçütüne dayanan bir algoritma geliştirilmiştir. Algoritma, egzersizlerin doğru ya da yanlış yapıldığını değerlendirmekte ve varsa hata türünü saptamaktadır. Algoritmanın başarımını değerlendirmek için, beş katılımcı tarafından yapılan sekiz egzersiz hareketinin üç yürütüm türü için birer şablon ve 10'ar sınaama yürütümünden oluşan bir veri kümesi kaydedilmiştir. Dolayısıyla, eğitim ve sınaama kümelerinde sırasıyla 120 ve 1,200 egzersiz yürütümü bulunmaktadır. Sınaama kümesi, boş zaman dilimleri de içermektedir. Öne sürülen algoritma, sınaama kümesindeki 1,200 yürütümün % 8.58'ini kaçırmakta ve boş zaman dilimlerinin % 4.91'ini yanlış sezim olarak değerlendirerek toplam 1,125 yürütüm algılamaktadır. Doğruluk, sadece egzersiz sınıflandırması ele alındığında % 93.46, hem egzersiz hem de yürütüm türü sınıflandırması içinse % 88.65'tir. Sistemin bilinmeyen egzersizlere karşı davranışını sınaamak için, algoritma, her egzersiz için, o egzersizin şablonları dışarıda bırakılarak çalıştırılmış ve 1,200 egzersizin sadece 10'u yanlış sezilmiştir. Bu sonuç, sistemin bilinmeyen hareketlere karşı gürbüz olduğunu göstermektedir. Öne sürülen sistem, hem bir fizik tedavi seansının yoğunluğunu kestirmek, hem de hastaya ve fizik tedavi uzmanına geribildirim vermek amacıyla egzersiz hareketlerini değerlendirmek için kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler—özdevimli fizik tedavi, fizyoterapi, hareket algılayıcıları, eylemsizlik duyucuları, ivmeölçer, dönüölçer, manyetometre, dinamik zaman bükmesi, altdizi dinamik zaman bükmesi, dinamik programlama, örüntü arama, örüntü tanıma, hareket algılama

Abstract—We develop an autonomous system to detect and evaluate physical therapy exercises using wearable motion sensor units. We propose an algorithm based on the dynamic time warping (DTW) dissimilarity measure to detect the occurrences of one or more exercise types in the recording of a physical therapy session. The algorithm evaluates the exercises as correctly/incorrectly performed, identifying the error type, if any. To evaluate the algorithm's performance, we record a data set consisting of one template execution and 10 test executions of each of the three execution types of eight exercises performed by five subjects. We thus obtain a total of 120 and 1,200 exercise

executions in the training and test sets, respectively. The test signals also contain idle time intervals. The proposed algorithm detects 1,125 executions in the whole test set, where 8.58 % of the 1,200 executions are missed and 4.91 % of the idle time intervals are incorrectly detected as executions. The accuracy is 93.46 % for exercise classification only and 88.65 % for simultaneous exercise and execution type classification. To test the behavior of the system in case of unknown movements, the algorithm is executed for each exercise by leaving out the templates of that exercise, resulting in only 10 false alarms out of 1,200 executions. This demonstrates the robustness of the system against unknown movements. The proposed system may be used both for estimating the intensity of a physical therapy session and for evaluating executions of an exercise to provide feedback to the patient and the physical therapy specialist.

Keywords—automated physical therapy, physiotherapy, motion sensors, inertial sensors, accelerometer, gyroscope, magnetometer, dynamic time warping, subsequence dynamic time warping, dynamic programming, pattern search, pattern recognition, motion detection

I. GİRİŞ

Fizik tedavi, çeşitli rahatsızlıkların tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemidir. Bir fizik tedavi seansında hastalar genellikle fizik tedavi uzmanı tarafından önerilen bir ya da birden fazla egzersiz tipini tekrar ederler. Hastanelerde ya da fizik tedavi merkezlerinde uzmanlar, hastaları gözlemleyerek onlara geribildirim verirler. Ancak, genellikle birden fazla hastadan sorumlu oldukları için her hastayı sürekli olarak izleyemeyebilirler [1]. Her hastanın hareketleri kaç kez doğru yaptığını saymaları ve fizik tedavi seansının etkinliğini kestirmeleri mümkün olmayabilir. Geribildirim niteliği, uzmandan uzmana değişiklik gösterir. Ayrıca, çoğu hastanın, hareketleri yapmayı öğrendikten sonra egzersizlere evde de devam etmesi gerekmektedir. Hastalar, geribildirim alamadıkları zaman egzersizleri hatalı yapmaya eğilimlidirler [2]. Bu çalışmada, fizik tedavi egzersizlerini giyilebilir duyucular kullanarak algılamak ve değerlendirmek için özerk bir sistem geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Konuyla ilgili daha önce yapılan çalışmalarda görüntü işleme [3], tıbbi duyucular [4], eylemsizlik [5] ve gerinim [2], [6] duyucuları

kullanılarak çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Fakat bu çalışmalarda egzersizlerden kaydedilen işaretler tek tek elle kesilmiş ya da katılımcıların her hareketten önce ve sonra bir düğmeye basmasıyla veya her hareketin sistem tarafından uyarıldıktan sonra yapılmasıyla hareketlere ait işaretlerin başı ve sonu belirlenmiştir. Ayrıca, hareketleri değerlendiren sistemlerde boş zaman dilimlerine yer verilmemiştir. Sözü edilen sistemlerin aksine, bu bildiride öne sürülen sistem, boş zaman dilimlerini de göz önünde bulundurarak egzersiz tiplerini otomatik olarak algılamakta ve değerlendirmektedir. Bu sistemi kullanan hastalar, sistem çalışmaya başladığında, herhangi bir seçim yapmadan ve bir düğmeye basmadan bir ya da birden fazla egzersiz tipini istedikleri sayıda, gerektiğinde istedikleri kadar ara vererek yapabilmektedirler.

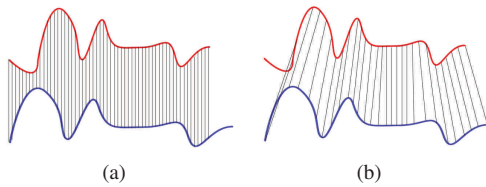
Önceki birçok çalışmada duyucu verileri kullanılarak üç-boyutlu insan modelleri oluşturulmakta [3], [7], [8] ve belli kurallar tanımlanarak egzersizler değerlendirilmektedir. Bu yaklaşımda, duyucu düzenleştirmesinde ya da egzersiz hareketlerinde değişiklik olması durumunda veya farklı hastalar sistemi kullandığında, sistemin önemli bir kısmının tekrar geliştirilmesi ya da en azından parametrelerin yeniden ayarlanması gerekmektedir. Bu çalışmada öne sürülen sistemde, yeni bir egzersiz tipi eklendiğinde, duyucu düzenleştirmesi ya da kullanıcı değiştiğinde yapılması gereken tek işlem, şablon işaretlerinin yeniden kaydedilmesidir ki bu işlem bir fizik tedavi uzmanı gözetiminde kolaylıkla yapılabilir.

II. ÇOK ŞABLONLU ÇOK EŞLEŞTİRMELİ DİNAMİK ZAMAN BÜKMESİ

Kaydedilen bir işaretin içinde bulunan birden fazla egzersiz tipini algılamak için, *çok şablonlu çok eşleştirmeli dinamik zaman bükmesi (ÇŞÇE-DZB)* adı verilen, temeli dinamik zaman bükmesine (DZB) dayalı bir algoritma geliştirilmiştir. Bu yöntem, bir fizik tedavi seansında yapılan egzersizlerin varlığını, sayısını ve tipini algılamaya, hareketlerin doğru veya yanlış yapıldığını saptamaya ve varsa hata türünü bulmaya yarar.

DZB, iki işaretin zaman eksenlerini doğrusal olmayan bir biçimde, işaretler birbirlerine en benzer olacak şekilde bükerek (Şekil 1). Benzeşmezlik ölçütü olarak genellikle Öklit uzaklığı kullanılır. Elde edilen en küçük uzaklık, *DZB uzaklığı* olarak adlandırılır [9]. DZB algoritmasının hesaplama karmaşıklığı, işaretlerin uzunluklarının çarpımı ile doğru orantılıdır.

Aldızı dinamik zaman bükmesi (ADZB) algoritması, DZB'nin, bir işareti (şablon) diğer işaretin (sınama) içinde aramaya yarayan bir sürümüdür [9]. Bu durumda şablon işareti, sınama işaretinin ona en çok benzeyen altdizisi ile eşleştirilir. ADZB algoritmasının hesaplama karmaşıklığı, DZB ile aynıdır.



Şekil 1: Öklit ve DZB uzaklıklarının karşılaştırılması. (a) Öklit uzaklığında aynı andaki örnekler karşılaştırılırken (b) DZB uzaklığında birbirlerine en çok benzeyen kısımlar karşılaştırılır. http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/69/Euclidean_vs_DTW.jpg.

ADZB algoritmasına dayanan ÇŞÇE-DZB algoritması, DZB'de olduğu gibi zaman eksenini doğrusal olmayan bir biçimde bükerek uzun bir sınama işaretinin içinde bir ya da birden fazla şablon işaretinin bulunup bulunmadığını saptamak amacıyla geliştirilmiştir. Yapılan her hareketin şablon ile ne kadar iyi eşleştiğinin bir ölçütü olarak DZB uzaklığını kullanılmaktadır. ÇŞÇE-DZB algoritması, yinelemeli olarak çalışır: Her yinelemede, ADZB algoritması tüm şablon işaretleri için ayrı ayrı yürütülür ve (altdizi uzunluğuna göre düzelenmiş) en küçük DZB uzaklığına sahip olanı, eşleşen altdizi olarak seçilir. Sınama işaretinin eşleşen altdizisi, tekrar eşleşmemesi için sonraki yinelemelerde ADZB algoritması tarafından dikkate alınmaz. (Küçük çakışmalara izin vermek için, altdizinin ilk ve son % 5'lik kısımlarının sonraki yinelemelerde eşleşmesine izin verilir.) Belli kısıtlar nedeniyle hiç eşleştirme yapılmadığında ÇŞÇE-DZB algoritması sonlanır (ayrıntılar için: [10], [11]). Bu yöntemle, her biri şablonlardan biriyle belli bir DZB uzaklığıyla eşleşen bir ya da birden fazla altdizi elde edilir.

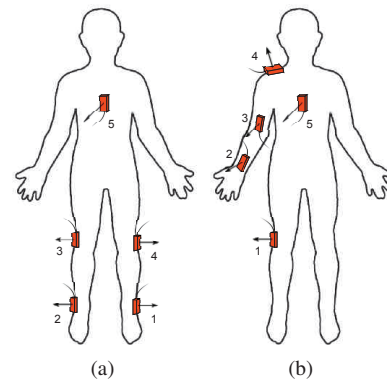
Egzersiz tiplerinin bir fizik tedavi seansında gerçekleştirilecek farklı yürütüm biçimleri, ÇŞÇE-DZB algoritmasında şablon olarak kullanılmaktadır. Egzersiz tiplerinin doğru ve yanlış yürütüm biçimleri kullanıldığında, algoritma, yürütümleri doğru/yanlış olarak sınıflandırabilmekte ve varsa hata türünü belirleyebilmektedir.

III. DENEYLER VE SONUÇLAR

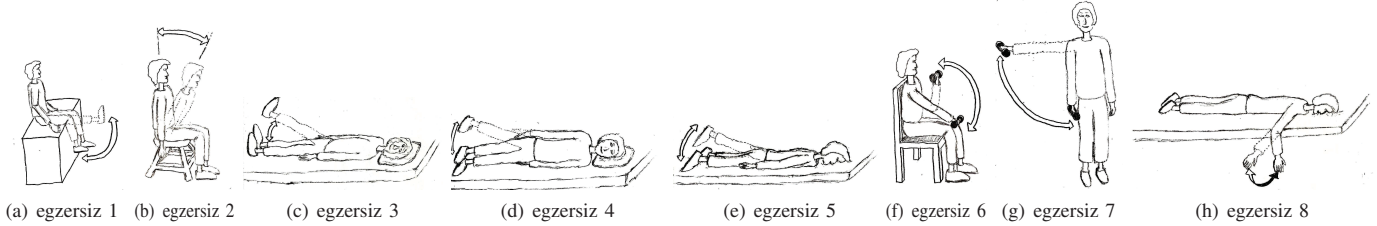
Xsens firması tarafından üretilen ve her biri üç eksenli bir ivmeölçer, dönüölçer ve manyetometre içeren beş adet MTX duyucu ünitesi [12], katılımcıların bedenlerine yerleştirilmiştir. Şekil 2'de gösterildiği gibi bacak ve sağ kol egzersizleri için iki ayrı duyucu düzenleştirmesi kullanılmıştır.

Deneylerde, çoğunlukla ortopedik rehabilitasyon amacıyla verilen sekiz yaygın fizik tedavi egzersizi kullanılmıştır (Şekil 3). Hareketler, bir fizik tedavi uzmanı [13] tarafından önerilmiş ve onaylanmıştır. 1-5. egzersizlerde bacaklar, 6-8. egzersizlerde sağ kol için belirlenmiş olan bir duyucu düzenleştirmesi kullanılmaktadır.

Deneylerde beş katılımcı, sekiz egzersiz tipi ve her egzersiz tipi için üç yürütüm biçimi bulunmaktadır. Her egzersiz için bir doğru ve iki yanlış yürütüm biçimi kullanılmıştır. Yanlış yürütüm türleri, hastaların en sık yaptıkları hatalar olan egzersizi gereğinden hızlı yapma (tip-1 hata) ve gereğinden daha düşük genlikle yapma (tip-2 hata) olarak seçilmiştir. Şablon işaretlerinin kaydedilmesi için, her katılımcı her egzersiz hareketinin her yürütüm



Şekil 2: (a) Bacak ve (b) sağ kol hareketleri için kullanılan iki ayrı duyucu düzenleştirmesi. Duyucu üniteleri, oklar z ve kablolar -y yönlerini gösterecek şekilde kutularla gösterilmiştir.



Şekil 3: Fizik tedavi egzersizleri. Her egzersiz tipinde, katılımcı, bacağına ya da kolunu düz çizgilerle gösterilen konumdan kesikli çizgilerle gösterilen konuma getirirerek 5 saniye bekler ve tekrar başlangıç konumuna döner.

türünü üçer kez tekrarlar ve onlardan birisi o katılımcıya ait o egzersizin o yürütüm biçiminin şablonu olarak elle seçilir. Dolayısıyla veri kümesinde bu şekilde elde edilmiş $3 \times 8 \times 5 = 120$ şablon bulunmaktadır. Sınama veri kümesi için, her katılımcı, her egzersiz hareketi için bir fizik tedavi seansını benzetimler: Egzersiz hareketini sırayla 10 kez doğru biçimde yapar, bir süre hareketsiz bekler, 10 kez tip-1 hatayla yapar, yine bir süre hareketsiz bekler ve ardından 10 kez tip-2 hatayla yapar. Böylece, sınama veri kümesinde toplam 1,200 egzersiz kaydı oluşturulur.

ÇŞÇE-DZB algoritmasından önce, tüm ivmeölçer, dönüölçer ve manyetometre işaretleri, tüm veri kümesinde ortalama değışintileri bir olacak şekilde düzgelenmiştir. ÇŞÇE-DZB algoritması, her altdizi, onunla eşleşen şablonun en az yarısı uzunlukta olacak şekilde ve eşleşen altdizilerin ilk ve son % 5'lik kısımlarının birbirleriyle çakışmalarına izin verilerek deneysel veriler üzerinde çalıştırılmıştır. Ayrıca, şablon işaretinin uzunluğuna göre düzgelenmiş DZB uzaklığı 10'dan fazla olan eşleştirmeler, yeterli benzerliğe sahip olmadıkları gerekçesiyle dikkate alınmamıştır.

Sonuçlar Tablo I'de özetlenmiştir. 1,200 yürütüm içeren veri kümesinde % 6.25 hatayla 1,125 yürütüm algılanmıştır. Ortalama kaçırılmış sezim (KS) ve yanlış sezim (YS) oranları¹ sırasıyla % 8.58 ve % 4.91'dir. Sistemin egzersiz sınıflandırmadaki ortalama doğruluğu % 93.46, egzersiz ve yürütüm biçimi sınıflandırmasındaki ortalama doğruluğu % 88.65'tir². Genel duyarlılık ve özgüllük oranları sırasıyla % 91.42 ve % 95.09'dur. Algılanan yürütümler ve onların sistem tarafından değerlendirilmesi, 5. katılımcının 1. ve 2. egzersizleri için Şekil 4'de gösterilmiştir. Tüm veri kümesi işlendiğinde hiç yanlış egzersiz sınıflandırması yapılmamıştır.

Hastanın bilinmeyen bir yürütüm türü ya da egzersiz hareketi yapması durumunda sistemin davranışını sınamak için, bir egzersizi dışarıda bırakma (BEDB) yöntemi kullanılmıştır: Sistem, her katılımcının yürüttüğü her egzersiz hareketi için, o egzersize ait üç şablon dışarıda bırakılarak, diğer yedi egzersizin toplam 21 şablonu ile çalıştırılmıştır. Sınama işaretlerinde bulunan yürütümlerin şablonları kullanılmadığından, hareketler, sistem tarafından bilinmemekte olup algılanmaması beklenir. Bu yöntemle 1,200 sınama yürütümünden sadece 10'u algılanmıştır ve buna karşı gelen YS oranı % 0.83'tür. Bu sonuç, öne sürülen sistemin bilinmeyen hareketlere karşı gürbüz olduğunu göstermektedir.

$$^1 \text{KS oranı} = \frac{YN}{P}, \quad \text{YS oranı} = \frac{YP}{N}$$

$$^2 \text{Egzersiz sınıflandırmasının doğruluğu} = \frac{\text{doğru egzersiz sınıflandırmalarının sayısı} + DN}{P+N}$$

$$\text{Egzersiz ve yürütüm türü sınıflandırmasının doğruluğu} = \frac{\text{doğru egzersiz ve yürütüm türü sınıflandırmalarının sayısı} + DN}{P+N}$$

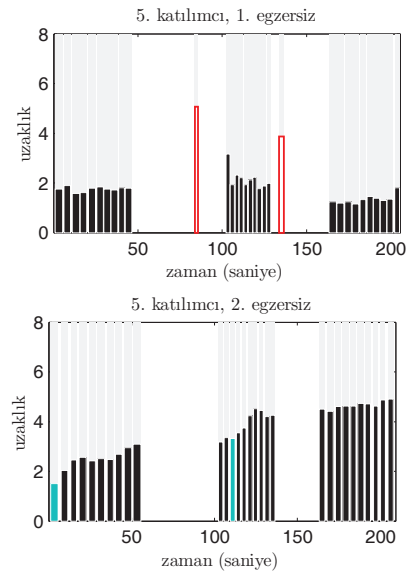
(P = pozitif sayısı, N = negatif sayısı, YP = yanlış pozitif sayısı, DN = doğru negatif sayısı, YN = yanlış negatif sayısı)

Tablo I: Deneysel sonuçların özeti.

gerçek yürütüm sayısı	1,200
algılanan yürütüm sayısı	1,125
egzersiz sınıflandırmasının doğruluğu	% 93.46
egzersiz ve yürütüm türü sınıflandırmasının doğruluğu	% 88.65
kaçırılmış sezim oranı	% 8.58
yanlış sezim oranı	% 4.91
duyarlılık	% 91.42
özgüllük	% 95.09

IV. TARTIŞMA

Egzersiz yürütümlerini şablonlar kullanarak algılamak için, temeli DZB'ye dayanan bir algoritma kullanılmıştır çünkü DZB algoritması, zamanda bükülmelere izin vererek işaretlerin benzer kısımlarını eşleştirmekte ve Öklit uzaklığına göre daha iyi bir karşılaştırma sağlamaktadır. Bu özellik, zaman eksenindeki esneme ve sıkışmaları telafi etmektedir. Egzersizlerin farklı hızlarda yapılması nedeniyle bazı bölümlerinin sürelerinin değışmesi de mümkündür. Örneğin, bir fizik tedavi egzersizinde hastanın belli bir konumda 5 saniye beklemesi gerekiyorsa, hasta 4 ya da 6 saniye beklediğinde uzaklık fazla artmamalıdır. Aynı zamanda işaretlerin genliklerindeki değışiklikler



Şekil 4: 5. katılımcının 1. ve 2. egzersizinin deneysel sonuçları. Algılanan her yürütüm, genişliği süresiyle ve yüksekliği DZB uzaklığıyla doğru orantılı bir çubuk ile gösterilmiştir. Siyah ve gri çubuklar, doğru egzersiz sınıflandırmaları için sırasıyla doğru ve yanlış yürütüm türü sınıflandırmalarını göstermektedir. İçi boş çubuklar yanlış sınıflandırılan egzersizleri göstermektedir.

fazla telafi edilmemelidir çünkü bu değişiklikler hastanın farklı bir konumda 5 saniye beklemesi sonucu oluşabilir. Aynı egzersiz tipinin farklı yürütümlerinde işaretlerin genliklerinden çok zamanlarının değiştiği düşünüldüğünde, bu sistemde DZB kullanılması oldukça uygundur. DZB algoritmasının zaman eksenindeki değişikliklere izin verip genlikteki değişiklikleri telafi etmemesi, bu problem için istenen bir davranıştır.

Egzersiz yürütümlerinin algılanması ve sınıflandırılması, önceden kaydedilmiş şablonlara dayandığından, şablonların kaydedilmesi için her hastanın ilk başta tüm egzersizlerin tüm yürütüm biçimlerini birer kez gözetim altında yapması gerekmektedir. Yürütüm türleri arasında egzersizlerin doğru ve yanlış yapılaş biçimleri bulunduğu takdirde bu sistem, algıladığı egzersiz yürütümlerini doğru/yanlış olarak sınıflandırabilmekte ve varsa hata türünü saptayabilmektedir.

Her eşleşme için DZB uzaklığı elde edildiği ve büyük uzaklığa sahip eşleşmeler dikkate alınmadığı için, öne sürülen sistem, yanlış yürütüm türlerine ait şablon işaretleri kullanılmadan, sadece doğru yürütümlere ait şablonlar kullanılarak da çalıştırılabilir. Yapılan her hareketin şablon ile ne derece eşleştiğinin ölçütü olarak DZB uzaklığı esas alınıp belli bir uzaklık eşliğinin üstündeki eşleşmeler yanlış yürütüm olarak sınıflandırılabilir. Bu durumda, sistemin kullanımı kolaylaşır ve hesaplama karmaşıklığı düşerken, bu çalışmadaki BEDB yönteminde olduğu gibi, sistemin yanlış yürütümleri hiç algılamaması beklenir.

İnsan bedeni modeline dayanan kural-tabanlı sistemlerin aksine, bu bildiride öne sürülen sistemde hastalara, egzersizlere, duyucu türlerine ve yerleşimlerine göre sistemin geliştirilmesi ya da ayarlanması gerekmemektedir. Yapılması gereken tek işlem, duyucu düzenleşimi aynı kalmak koşuluyla şablon işaretlerinin kaydedilmesidir. Bu özellik, yeni bir egzersiz hareketi ya da yürütüm türü eklenmek istendiğinde sistemi geliştiren mühendise duyulan gereksinimi ortadan kaldırır. Ayrıca, hareketlere uygun biçimde seçilmiş herhangi bir duyucu yerleşimi, şablonlar kaydedilirken ve egzersiz seansında aynı kaldığı sürece, sistemde bir değişiklik yapılmadan kullanılabilir.

Önceki birçok çalışmanın aksine, egzersiz hareketleri bir kez kaydedildiğinde, öne sürülen sistem, bir fizik tedavi seansında egzersiz yürütümlerini ve varsa hareketsiz geçirilen ya da ilgisiz hareketler içeren zaman dilimlerini otomatik olarak algılamaktadır. Ayrıca, her egzersiz yürütümünü sınıflandırarak hangi tip egzersizin yapıldığını, doğru ya da yanlış yapıldığını ve yanlış yapıldıysa hata türünü bulmaktadır. Hastanın yapacağı egzersizi seçmesine ya da her yürütümden önce ve sonra bir düğmeye basmasına gerek yoktur. Sadece şablon işaretleri kaydedilirken hastanın hareketi istenen şekilde yapmasını sağlamak için bir fizik tedavi uzmanına gereksinim duyulmaktadır. Bu işlemden sonra, hasta, duyucu ünitelerini doğru biçimde vücuduna yerleştirip sistemi çalıştırdıktan sonra kendisine önerilen egzersizlerden istediğini istediği sayıda ve gerektiğinde istediği kadar ara vererek kendi başına yapabilir. Sistem, kaydedilen fizik tedavi seansı içindeki hareketleri bulup değerlendirecektir. Bu sistem, aynı zamanda egzersiz yürütümlerini de saydığından, hasta hareketleri yeterli sayıda doğru bir biçimde yaptığında hastaya ya da fizik tedavi uzmanına geribildirim vermesi amacıyla da kullanılabilir. Örneğin, bir telerehabilitasyon uygulamasında sonuçlar uzakta bulunan bir uzmana gönderilebilir ve hastanın durumu değerlendirilerek kendisine geribildirim sağlanabilir.

V. KAPANIŞ

Bu bildiride, bir fizik tedavi seansındaki egzersiz yürütümlerini algılamak ve sınıflandırmak için, uzun bir işaretin içinde birden fazla

şablon işaretinin varlığını saptayan, eşleştirme yaparken zaman ekseninde bükülmelere izin veren ve temeli DZB algoritmasına dayanan ÇŞÇE-DZB algoritması geliştirilmiştir. Sistem, yürütümleri otomatik olarak algılayıp hangi egzersizin yapıldığını bulmakta, doğru/yanlış yapıldığını değerlendirerek varsa hata türünü belirleyebilmektedir. Sistemin başarımını sınamak amacıyla 120 şablon yürütümü, 1,200 sına yürütümü ve hareketsiz zaman dilimleri içeren bir veri kümesi kaydedilmiştir. Geliştirilen sistem, bu veriler üzerinde çalıştırıldığında egzersiz yürütümlerini sayarken -% 6.25 hata yapmıştır. Ortalama doğruluk, sadece egzersiz sınıflandırması için % 93.46, egzersiz ve yürütüm türü sınıflandırması için % 88.65'tir. Önceden bilinmeyen egzersizler kullanılarak sistemin gürbüzlüğü sınanmıştır. Bu sonuçlar, sistemin bir fizik tedavi seansında geribildirim vermek amacıyla kullanılabilmesini mümkün kılmaktadır.

Çalışmanın devamında, geliştirilen sistem gerçek hastalar tarafından kullanılarak klinik açıdan değerlendirilecektir. Öne sürülen sistem, gerçek zamanda bir rehabilitasyon uygulamasında kullanılmak üzere her yürütümden sonra geribildirim verecek şekilde tasarlanabilir. Farklı kişiler ve egzersiz tipleri için eniyenilebilir. Deneyler, sınıflar arasındaki farklılıklar daha az olacak şekilde yeniden yapılabilir. Hareket duyucuları yerine radyo-frekanslı konumlama [14] gibi diğer duyucu tipleri kullanılabilir veya mevcut sistem, diğer duyucu türleri ile desteklenebilir.

KAYNAKÇA

- [1] J. Brutovsky, D. Novak, "Low-cost motivated rehabilitation system for post-operation exercises," *Proc. 28th Ann. Int. IEEE EMBS*, pp.6663-6666, New York, A.B.D., 30 Ağustos-3 Eylül 2006.
- [2] P. Tormene, T. Giorgino, S. Quaglini, M. Stefanelli, "Matching incomplete time series with dynamic time warping: an algorithm and an application to post-stroke rehabilitation," *Artif. Intell. Med.*, 45(1):11-34, Ocak 2009.
- [3] Y. Tao, H. Hu, H. Zhou, "Integration of vision and inertial sensors for 3D arm motion tracking in home-based rehabilitation," *Int. J. Robot. Res.*, 26(6):607-624, Haziran 2007.
- [4] J. M. Winters, Y. Wang, J. M. Winters, "Wearable sensors and telerehabilitation," *IEEE Eng. Med. Biol.*, 22(3):56-65, Mayıs-Haziran 2003.
- [5] I. Raso, R. Hervás, J. Bravo, "m-Physio: Personalized accelerometer-based physical rehabilitation platform," *Proc. 4th Int. Conf. Mobile Ubiquitous Computing, Systems, Services and Technologies*, pp.416-421, Floransa, İtalya, 25-30 Ekim 2010.
- [6] T. Giorgino, P. Tormene, G. Maggioni, C. Pistarini, S. Quaglini, "Wireless support to poststroke rehabilitation: Myheart's neurological rehabilitation concept," *IEEE T. Inf. Technol. B.*, 13(6):1012-1018, Kasım 2009.
- [7] P. Fergus, K. Kafiyat, M. Merabti, A. Taleb-bendiab, A. El Rhalibi, "Remote physiotherapy treatments using wireless body sensor networks," *Proc. Int. Conf. Wireless Communications and Mobile Computing*, pp.1191-1197, New York, A.B.D., 21-24 Haziran 2009.
- [8] H. Zhou, H. Hu, "Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation," *Proc. 2005 IEEE Conf. Mechatronics and Automation*, vol.3, pp.1306-1311, Ontario, Kanada, Nisan 2005.
- [9] M. Müller, *Information Retrieval for Music and Motion*, vol.6, Springer: Berlin, Heidelberg, Almanya, 2007.
- [10] A. Yurtman, *Detection and Classification of Human Activities Using Wearable Sensors (Giyilebilir Duyucularla İnsan Aktivitelerinin Sınıflandırılması ve Algılanması)*, Yüksek Lisans Tezi, Bilkent Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Ankara, Eylül 2012.
- [11] A. Yurtman, B. Barshan, "Automated evaluation of physical therapy exercises using multi-template dynamic time warping on wearable sensor signals," *Comput. Meth. Prog. Bio.*, hakem değerlendirmesinde, 2014.
- [12] Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands, *MTi and MTx User Manual and Technical Documentation*, 2009, <http://www.xsens.com>.
- [13] İ. Tuğcu, Doç. Dr., Fizik Tedavi Uzmanı, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, Türk Silahlı Kuvvetleri Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi, Ankara, kişisel iletişim, Haziran 2012.
- [14] A. Yurtman, B. Barshan, "Etiket-tabanlı konumlama ile insan aktivitelerinin tanınması (Human activity recognition using tag-based localization)," *Proc. IEEE 20th Conf. Sig. Pr. Comm. Appl.*, Fethiye, Muğla, 18-20 Nisan 2012.