



Neumann János  
Számítógép-tudományi Társaság  
Orvos-biológiai Szakosztály



# Orvosi informatika

## A XXXII. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa

Pannon Egyetem, Veszprém,  
2019. október 25-26.

Szerkesztők:

Vassányi István, Fogarassyné Vathy Ágnes

Szerkesztők: Vassányi István, Fogarassyné Vathy Ágnes

Borítóterv: Eckert László, Szakonyi Benedek

Kiadta a Neumann János Számítógép-tudományi Társaság

Veszprém, 2019.

ISBN 978-615-5036-16-3

XXXII. Neumann Kollokvium

Veszprém, 2019. október 25-26.

© Neumann János Számítógép-tudományi Társaság.

Minden jog fenntartva.

© John von Neumann Computer Society. All Rights Reserved

## Beköszöntő

Áttekintve a hazai és nemzetközi egészségügyi ellátás jelenkori helyzetét valamint a várható feladatokat, megállapíthatjuk, hogy a további fejlődés szempontjából alapvető fontosságú a mérnök-orvos együttműködés. Az együttműködés „elkezdődhet” az alapkutatási feltételek megteremtésénél, és befejeződik a működés során keletkező hatalmas adatmennyiség tárolásával, feldolgozásával, megjelenítésével kapcsolatos együttműködésnél.

A modern, tehát eszközös orvoslás 200 évre tekinthet vissza. Jellemzően a mérnöki, fizikusi kontribúció az emberi test működésének invazív és noninvazív vizsgálatához szükséges eszközök és módszerek kidolgozására irányult, ezek megszületésekor, megtörtént az orvosi alkalmazásához, értelmezéséhez kapcsolódó tudományfejezetek kidolgozása. A végcél azonban mindig a tömeges, társadalmi méretekben történő alkalmazás megindítása volt. Ennek utolsó fázisa az, amit ma innováció néven emlegetünk. Ebből csupán azt a következtetést kívánom levonni, hogy a tudományos megállapítások leírása, publikálása többnyire nem a végcél, hanem csak egy közbülső, bár vitathatatlanul fontos részeredmény.

A Neumann Kollokviumok hosszú sorozata a kezdetektől máig, a jelenségek kvantitatív jellemzésével foglalkozott, segítette a jelenségek megértését és segítette az ezen területen dolgozó szakemberek ismereteinek gyarapítását. A Kollokviumokon megjelent eredmények spektruma korábban is és az utolsó időkben is rendkívül széles, sokrétű. Az idei Kollokviumokra is igaz az előbbi megállapítás. Nyilván a teljesség igénye nélkül utalok a folyamatosan képződő egészségügyi adatbázisok elemzésének egy, népegészségügyi szempontból történő elemzésére. Egy másik közlemény MRI felvételek automatikus értelmezési kérdéseivel foglalkozik. Ismét egy másik dolgozat a modern, okostelefon bázisú, automatikus aritmia analízisével foglalkozik. A mérnöki-orvosi metodikai fejlesztéseknek a használhatóságot közvetlenül elősegítő megoldásról szól egy további dolgozat, amely a sokcsatornás EEG jelek feldolgozását a korábbi

módszerekhez képest nagyságrendekkel megrövidítette. Végül kiemelhető az a dolgozat, amely paraméterezhető kézmodell fejlesztésről számol be.

A megjelent kutatási eredmények jórészt PhD projektekhez kapcsolódnak, és reményeink szerint valahol találkozni fognak a megújítandó hazai egészségipar elképzeléseivel és végül GDP növelő termékben fognak megjelenni.

A XXXII. Neumann Kollokvium az NJSzT Orvos-biológiai Szakosztálya, a Pannon Egyetem Műszaki Informatikai Kara és a Veszprémi Akadémiai Bizottság Egészségügyi Informatikai Munkabizottságának szakmai összefogásával valósult meg, a rendezvény támogatója a Remark Solution Selling Kft. volt. Külön szeretnénk megköszönni a Tudományos Bizottság tagjainak a szakmai előkészítésben, illetve a Neumann Társaság irodájának a rendezvény gazdasági lebonyolításában nyújtott segítségét.

*Veszprém, 2019. október*

KOZMANN GYÖRGY

a Tudományos Bizottság elnöke

# Tudományos bizottság

A bizottság elnöke:

KOZMANN GYÖRGY, Pannon Egyetem

A bizottság tagjai:

BARI FERENC, NJSzT OBSz vezetőségi tag

BERTALAN LÓRÁNT, NJSzT OBSz vezetőségi tag

FOGARASSYÉ VATHY ÁGNES, Pannon Egyetem

FORSTNER BERTALAN, NJSzT OBSz vezetőségi tag

HORVÁTH LAJOS, NJSzT OBSz vezetőségi tag

JOBBÁGY ÁKOS, NJSzT OBSz vezetőségi tag

KÓSA ISTVÁN, NJSzT OBSz vezetőségi tag

KOVÁCS ARNOLD, NJSzT OBSz titkár

MERTH GABRIELLA, NJSzT OBSz vezetőségi tag

NAGY ISTVÁN, NJSzT OBSz alelnök

REMETE S. GERGŐ, NJSzT OBSz vezetőségi tag

ROSTA LÁSZLÓ, NJSzT OBSz vezetőségi tag

SÁJEVICSNÉ SÁPI JOHANNA, NJSzT OBSz vezetőségi tag

SOLYMOSI NORBERT, NJSzT OBSz vezetőségi tag

SURJÁN GYÖRGY, NJSzT OBSz elnök

TÓTH TAMÁS, NJSzT OBSz vezetőségi tag

VASSÁNYI ISTVÁN, Pannon Egyetem



## Tartalomjegyzék

### *I. szekció*

Új, gyártásra optimalizált paraméterezhető endoszkéletális antropomorf kézmodell .....	1
Hegedús Kristóf	
Kontrollcsoport kiválasztása súlyozott k-nn módszer alkalmazásával ...	7
Szekér Szabolcs, Fogarassyné Vathy Ágnes	
ICD-10 coding using improved word affinity methods.....	13
István Vassányi, Gábor Harmati, István Kósa, Benedek Szakonyi, Ágnes Vathy-Fogarassy	
Comparing QR Codes with Aruco Markers Using Indoor Navigation Prototype for People with Visual Impairment.....	19
Mostafa Elgendy, Cecilia Sik Lanyi	
A pitvarfibrilláció egyéb aritmiáktól való automatizált megkülönböztetése.....	25
Tuboly Gergely, Kozmann György	
Akadálymentesítő módszerek a tartalomkezelő rendszerekhez.....	30
Csontos Balázs, Heckl István	
Egészségügyi rendszer változási dinamikájának elemzése 10 éves időszak stabil anginás betegútjai alapján.....	36
Vassy Zsolt, Vassányi István, Kósa István	
A várható élettartam várható növekedése.....	41
Surján György	

### *II. szekció*

Rehabilitációs játék készítése tabletre .....	46
Bodor Barbara, Szabó Patrícia, Mogánné Tölgyesy Szilvia, Sikné Lányi Cecília	
Accessibility testing of local government websites in Hungary.....	52
Sikné Lányi Cecília	
Optimalizálási modellek alkalmazása a NEAK fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók és a KSH magyarországi közigazgatási helynévkönyve alapján .....	58
Bursza Nikoletta, Sándor Zoltán	
A lumbalis gerinc MRI felvételeinek vizsgálata sajátfejlesztésű szoftverrel.....	64
Sándor Zoltán, Ráthonyi Gábor, Dinya Elek	

Elektrokardiográfiai felvétel digitalizálása és kiértékelése okostelefonnal .....	69
Czégel András, Lakos Bence, Jánki Zoltán Richárd, Bánhalmi András, Bilicki Vilmos	
Elvágópont kereső eljárások háromdimenziós ROC analízis esetén .....	75
Szűcs Mónika, Boda Krisztina, Bari Ferenc	
Telemonitorozott tréninggel elérhető változások a metabolikus szindrómás betegeken .....	79
Ábrahám Erzsébet Judit, Máthéné Köteles Éva, Vágvölgyi Anna, Szűcs Mónika, Rafael Beatrix, Lengyel Csaba, Barnai Mária, Kósa István	
 <i>Névmutató</i> .....	 84



## Új, gyártásra optimalizált paraméterezhető endoskeletális antropomorf kézmodell

Hegedűs Kristóf<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem  
hegedus.kristof.bordany@gmail.com  
1117 Budapest, Magyar tudósok krt. 2.

**Összefoglaló:** Napjainkban a kereskedelmi forgalomban kapható kézfej protézisek lehetővé teszik, hogy modulárisan az elektronika és a mechanika egy egységként a kézfejben elférjen. Ezek a kézfej protézisek azonban olyan gyártástechnológiával készülnek, ahol egyedi anatómiai igények kiszolgálása nehézkes, ezáltal kevés méretben elérhetőek és exoskeletális felépítésűek, ami korlátozza a felhasználási és továbbfejlesztési lehetőségeket, illetve a mechanikai érzékelési mechanizmusaik nem biomimetikus megközelítésűek. Az áltunk fejlesztett kézmodell a jelen protéziseinek pozitív tulajdonságait kiegészíti olyan biomimetikai megoldásokkal, amely a kézfej anatómiáján és biomechanikáján alapulnak. Ilyen megoldás a protézis endoskeletális felépítése, az ujjakba és tenyérbe ágyazott erőmérő szenzorok illetve a protézis egyedi mozgató mechanikája. Mivel a felhasználók diverzitása miatt a szükséges protézis fizikai paramétereinek szórása magas, ezért egy parametrikus modellel és 3D nyomtatással költséghatékonyan lehet testreszabott protézist készíteni.

### Bevezetés

Az elektromechanikus kézfej protézisek manapság a mikro motorok és elektronikai feladatokat ellátó panelek méretének csökkenése elősegíti, hogy a kézfejben elférjen minden működéshez szükséges egység. Azonban a jelenlegi protézisek mellett, hogy mechanikailag ellenáljanak a környezeti tényezőknek használat közben, csak 2-3 méretben kaphatók és gyártásuk költséges [1]. Másik szempont az ujjak és a tenyér felépítése. A protézis tenyér részében kap helyet az elektronikai panel és a mikro motorok, melyet szilárd tokozás véd a használatból adódó terhelésektől. A kereskedelmi forgalomban kapható protézisek ujjai exoskeletális felépítésűek, ami megfelelő a mechanikai igénybevételek ellen, de a fogások közben előnytelen megoldás. a szilárd vázba ágyazott szenzorok jelei a vázon keresztül visszacsatolóerők miatt rosszabb tulajdonsággal rendelkeznek, mint az endoskeletális megoldásnál. A protézisek tervezésének biomimetikai megfontolásai tehát előtérbe helyezik az endoskeletális megközelítés használatát [2].

## **Célkitűzés**

Jelen munka célja, hogy egy olyan protézis modellt alkossunk, amely a megfelelő biomimetikus megfigyeléseket átültetve a gyakorlatba jelentősen javítsa a protézis fogási és működési minőségét. Emellett célunk egy olyan parametrikus modell megalkotása, amely hatékonyan képes a protézis egyes fizikai méreteit meghatározni és egy közelítő modellt alkotni, ami után a testreszabott protézis gyártása gyorsan megkezdődhet minimális fejlesztői munka mellett. Ennek a megközelítésnek a potenciálját az additív technológiák (pl. 3D nyomtatás) ipari léptékben is használható változatainak megjelenése igazolja [3]. Bemutatjuk a protézis elkészült prototípusát, ezután az ujjak mozgása és azok szabályozásának pontosságának ellenőrzése során kapott eredményeinket mutatjuk be.

## **Módszerek**

### ***Parametrikus modellezés***

A protézis hatékony gyártásának kulcsa egy parametrikus modell, amely gyorsan mérhető adatok segítségével a lehető legpontosabban képes létrehozni egy az elvesztett kézfejet pótló protézis modelljét. A mechanikai 3D CAD (computer aided design) modell ezt követően 3D nyomtatással elkészíthetők a protézis alkatrészei és szerszámai. A 3D nyomtatás szükségességét indokolja változó méretű és szórású emberi kézfej paraméterei és tömege. Valamint az egyedfejlődés miatt, ha egy fiatal, növésben lévő felhasználóról van szó, akkor fontos, hogy növekedéssel párhuzamos a protézis alkatrészei is változzanak, anélkül, hogy új vásárlására lenne szükség [4].

### **Felhasznált anyagok és eszközök**

3d nyomtatás során anyag PLA (Polylactic acid, politejsav). Az emberi csőves csont mechanikai tulajdonságai. Mikro motor: Pololu micro DC motor, 6V 1:125 mechanikai áttét. 3D CAD tervezőszoftver: Autodesk Inventor. Felhasznált szenzorok: FSR erőmérő szenzor, DRV8833 motorvezérlő integrált áramkört elem. A röntgen felvételek származási helye: RADIOPAEDIA.ORG. A kétkomponensű szilikon: Smooth-On.

### **Módszer az protézis anatómiai modelljének létrehozására**

A protézis mechanikai modelljének összeállításához egészséges emberek ép kézfejről készült teljes röntgenfelvételeket alkalmaztam. A felvételeken az orsócsont és a holdas z-csont (kézközépcsont) találkozásának és a középső ujj distális ujjpercének a legdistálisabb pontját tekintetem egységnyinek. Ezen egységhez viszonyítva lemértem a tenyérhez, ujjakhoz tartozó csontos

és lágy szövetek arányait, valamint a mechanikai csuklókhoz szükséges paramétereket (1. ábra). 3 ingyenesen elérhető felvételt felhasználva kiátlagoltam az egyes arányokat és szórást számítottam. Az emberi kézfej hossza arányos a testmagassággal, így a páciens testmagasságából első közelítést kapható a kézfejének hosszára, de ha csak az egyik kézfejét veszttette el, akkor az ép kézfej hossza lemérhető [5]. Így a mechanikai modell előáll az állandó paramétereiből (mikro motorok méretei, elektronikai panel, csatlakozók) és a biológiaiakból (tenyér, ujjak méretei) és a protézis gyártható.

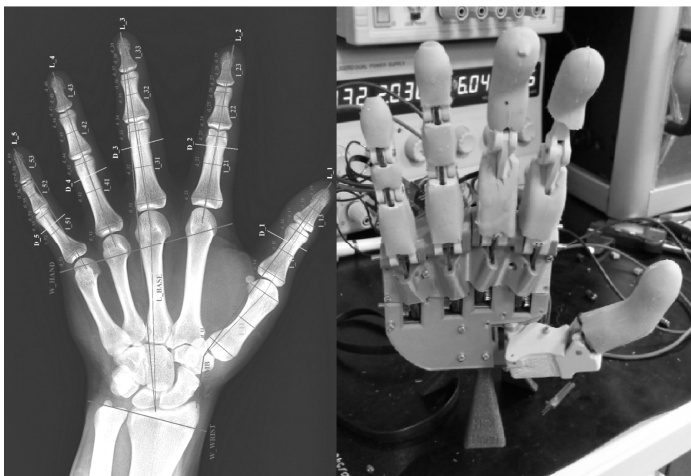
### **Fogási kísérletek módszertana és biomimetikus megközelítése**

A protézist kívülről borító szilikon réteg biztosítja a kontakterő vagy nyomás biomimetikus mérését. Az ujjperccsont palmar (tenyér) oldali részéhez rögzített szenzor képes a teljes ujjpercet palmarisan érő terheléseket érzékelni, azaz a szilikon rugalmas csatolóközegként viselkedik, mivel egy ponton lévő deformáció a környezetben is megfigyelhető deformációt okoz. Az emberben is egy receptor a saját térfogatánál nagyságrendekkel nagyobb térfogatról képes információt gyűjteni.

A protézisben található mikro motorok pozíció és sebesség PD (proporcionális-arányos, derivált) szabályozása inkrementális enkóder segítségével történik. Az aktuális pozíció visszacsatolása mellett a motor által felvett áram és az ujjakba ágyazott erőmérő szenzorok biztosítják a protézis finom mozgásszabályozását. A feladat egy 40g-os NYÁK megfogása volt asztalról felvéve és kézbe adva függőleges pozícióban, maximális 6V-os motor kapocsfeszültséggel.

### **Eredmények**

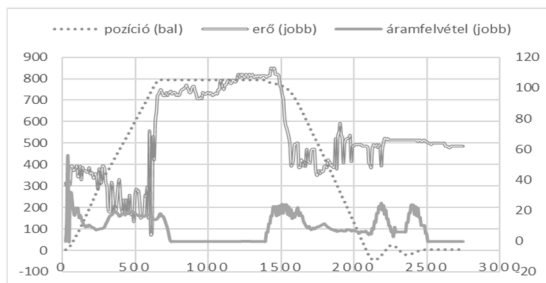
*Mechanikai struktúra létrehozása* - A 3D additív technológiával megvalósított protézis (a kereskedelmi forgalomban kapható protézisekkel ellentétben) endoskeletális kézfelépítésű, azaz a protézis mechanikai váza belül található csakúgy, mint az emberi kéz esetén, az 1. ábra bal oldalán látható egy a paraméter mintát adó röntgen felvétel.



1. ábra: A mechanikai modell paramétereinek forrását képező röntgenfelvétel (bal), 3D nyomtatással készült prototípus szilikon bevonattal (jobb)

A belső teherviselő vázat egy az emberi lágyszövetet imitáló kétkomponensű színezhető szilikon veszi körül, amely a fogásoknál és a kontakterőt mérő szenzoroknál fontosak. Az endoszkéletális, 3D nyomtatással készült prototípus szilikon bevonattal látható az 1. ábrán jobb oldalon.

*Biomimetikai inspirációjú mechanikai tervezés eredményei* – Az ujjcsontok struktúrája a 3D nyomtatásnak köszönhetően hasonlít a csöves csontok felépítésére, tehát egy merev és légmentes szilárd kontúr található a csont felszínén, azonban belül légtartalmú üreges felépítésű. A 3D nyomtatáshoz felhasznált anyagok mechanikai tulajdonságai (sűrűség, húzónyírószilárdság) az emberi csontéhoz. A fogásoknál az emberi bőrhöz hasonlóan a deformálható szilikon borítás kontaktfelületnél megnö és felveszi a tárgy formáját, így a tapadási súrlódás nagyságrendekkel nagyobb, mint egy merev karbonszálal ujjnál. Ezáltal az egyébként szükséges 100-200 N erőt biztosító motorok helyett csupán 5 N erőt biztosító motorokat építettünk az egyes ujjakba, mivel a szilikon deformáció közben energiát tárol a tapadási súrlódásban és nem engedi kiesni a tárgyat a kézről. A vázizomzat izometriás kontrakciójának biomimetikájára épül az ujjakba épített csigahajtás. Ennek segítségével az ujjat flexió irányban fixálja, nem engedi extenzió irányba mozdulni: azaz az emberi ujj nem képes felemelni 1 kg tömegű testet, de behajlítva képes ellenállni ekkora tömegnek.



2. ábra: precíz kétujjas csippentés közben a mutatóujjban mért ujjpozíció (1 szabadságfokkal rendelkező ujj, 4/motor elfordulás), kontakterő (0.3N) és motoráram felvétel az időben (ms)

*Fogási kísérletek eredményei* - A fogási kísérletek során a protézis feladata egy tárgy megtartása. A 2. ábrán láthatóak a protézis prototípusának tesztelése közben mutatóujjhoz tartozó mért adatok az idő függvényében. A 2. ábrán láthatóan a motor elindítja az ujjat teljes extenzióból, a motoráram megnő, majd amikor az adott ujjbegy eléri a tárgyat a kontakterő megnő és 50ms késleltetéssel teljesen megállítja a motort, a pozíció konstanssá válik. A fogás stabilitását a protézis 3 irányba történő mozgatásával ellenőriztem, ezt mutatja a 650 ms és 1400 ms közötti erőingadozás, miután a protézis visszatért teljes extenzióba. A tesztelt 6 leggyakoribb fogások: precíz 2 ujjas csippentés, közepes markolás, precíz korong, erős gömb, tripod, laterális. A tesztfeladat során 10-szer kellett az adott fogást megvalósítani az adott tárgyakkal, közben a fogás beállási és eleresztési idejét, a motoráramot, a kontakterőt és pozíciót mértük. A fogás sikeresnek tekinthető ha a tárgy nem esik ki a fogásból.

### Következtetések

Munkánk igazolta a biomimetikai inspirációjú szerkezeti felépítés és mozgató mechanizmus hatékonyságát. Ennek keretében sikerült a protézis parametrikus 3D modelljét megalkotni, amely 150-200 cm testmagasságig képes a protézis méreteit pontosan változtatni. Megépítettük továbbá a protézis prototípusát, ezzel ellenőrizve a modell helyes működését. Sikerült a prototípussal a leggyakoribb 6 fogást 100%-os sikerességi rátával végrehajtani [6][7]. A pozíció szabályozás adaptivitása helyesen működik a kontakterő és áramfelvétel mérésének segítségével, így a fogások típusától függően változatos mérettel rendelkező tárgyakat is képes megfogni biztonságosan.

Tovább fejlesztési lehetőség a tárgyak kicsúszásának detektálása párban elhelyezett erő- vagy nyomás mérő szenzorok segítségével és a szabályozás

kiegészítése erőszabályozással. Továbbá a motoráramból és az ujjbegyekben mért kontakterőkből elő lehet állítani olyan mechanikai rezgéseket, amelyek vissza tudják csatolni a felhasználónak a protézis és a külvilág közötti információt, ezzel zárttá téve a protézis szabályozását.

## **Köszönetnyilvánítás**

Köszönöm Dr. Ender Ferencnek és Dr. Kiss Ritának a kitartó és támogató munkát.

## **Hivatkozások**

- [1] H. Liu, D. Yang, S. Fan, and H. Cai, "On the development of intrinsically-actuated, multisensory dexterous robotic hands," *ROBOMECH J.*, vol. 3, no. 1, 2016.
- [2] M. Tavakoli, R. Batista, and L. Sgrigna, "The UC Softhand: Light Weight Adaptive Bionic Hand with a Compact Twisted String Actuation System," *Actuators*, vol. 5, no. 1, p. 1, 2015.
- [3] J. ten Kate, G. Smit, and P. Breedveld, "3D-printed upper limb prostheses: a review," *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 12, no. 3, pp. 300–314, 2017.
- [4] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition David A. Winter (cloth) 1. Human mechanics. 2. Motor ability. 3. Kinesiology. I. Title. QP303.W59.* 2009.
- [5] N. E. Krausz, R. A. L. Rorrer, and R. F. F. Weir, "Design and Fabrication of a Six Degree-of-Freedom Open Source Hand," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 5, pp. 562–572, 2016.
- [6] C. H. Xiong, W. R. Chen, B. Y. Sun, M. J. Liu, S. G. Yue, and W. Bin Chen, "Design and Implementation of an Anthropomorphic Hand for Replicating Human Grasping Functions," *IEEE Trans. Robot.*, vol. 32, no. 3, pp. 652–671, 2016.
- [7] M. Tavakoli, B. Enes, J. Santos, L. Marques, and A. T. de Almeida, "Underactuated anthropomorphic hands: Actuation strategies for a better functionality," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 74, pp. 267–282, 2015.

## Kontrollcsoport kiválasztása súlyozott $k$ -nn módszer alkalmazásával

Szekér Szabolcs<sup>1</sup>, Dr. Fogarassyné dr. Vathy Ágnes<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Pannon Egyetem, Rendszer- és Számítástudományi Tanszék

<sup>1,2</sup>Egészségügyi Üzleti Analitikai Kutató-Fejlesztő Központ

<sup>1</sup>szeker@dcs.uni-pannon.hu

<sup>2</sup>vathy@dcs.uni-pannon.hu

8200 Veszprém, Egyetem utca 10.

**Összefoglaló:** A Propensity Score Matching módszer széles körben alkalmazott párosítási módszer, amely az összehasonlításon alapuló megfigyeléses vizsgálatok során hivatott a változók kiegyensúlyozatlanságából fakadó zavaró hatást csökkenteni. Jelen cikkben egy olyan súlyozott  $k$ -legközelebbi szomszéd alapú kontrollcsoport-kiválasztó módszert mutatunk be, és hasonlítunk össze a Propensity Score Matchinggel, amely a kiválasztott kontrollcsoport hasonlóságát tekintve képes felülmúlni a párosítás alapú Propensity Score Matching módszer pontosságát.

### Bevezető

Az összehasonlításon alapuló megfigyeléses vizsgálatok helyes kivitelezésének egyik fő nehézsége a megfelelő kontrollcsoport kiválasztása. A vizsgálati esetcsoporthoz hasonló kontrollcsoport kiválasztásakor törekedni kell arra, hogy a két csoport a vizsgálati változót befolyásoló változók tekintetében hasonló eloszlást mutasson, vagyis cél a változóra hatással lévő torzító és zavaró tényezők hatásából fakadó eltérések minimalizálása. Ha a kontrollcsoport-kiválasztás folyamata nem megfelelő, akkor jelentős torzítás jelentkezik az eredményekben is, amely a vizsgálatból levont következtetések érvényességét kérdőjelezi meg [1].

A kiegyensúlyozó pontszámok (balancing score) – mint például a propensity score (PS) – használata egy lehetséges megoldást nyújt a kontrollcsoport-kiválasztás helyes kivitelezésére. A propensity score-on alapuló illesztési és kiegyensúlyozási eljárások széles körben elterjedtek az orvos- és közgazdaságtudomány, valamint a szociológia területén. Ezen módszereknek számos válfaja létezik, mint például a PS-alapú párosítás, PS-alapú rétegezés, a propensity score alapján súlyozást alkalmazó inverse probability of treatment weighting (IPTW) módszer, vagy a változók PS-alapú kiigazítása [2]. A legegyszerűbb és ugyanakkor leggyakrabban használt propensity score alapú módszer a mohó Propensity Score Matching (PSM) algoritmus. Ezen algoritmus az eset- és kontrollcsoportba választandó

egyedeket úgy rendeli egymáshoz, hogy azok propensity score értékei hasonlóak legyenek. A módszer fő hátránya abból fakad, hogy egy teljesen véletlen kísérletet próbál imitálni, amely már megfelelően kiegyensúlyozott halmazok esetén tovább növeli az egyensúlytalanságot a párosított adathalmazok között [3].

Jelen cikkben egy, a  $k$ -legközelebbi szomszéd elven alapuló kontrollcsoport-kiválasztási módszert mutatunk be, mely az előzetes eredmények alapján versenyképes a gyakorlatban széles körben alkalmazott Propensity Score Matching algoritmussal. A javasolt módszer a PSM-hez hasonlóan súlyok alkalmazása révén veszi figyelembe a leíró változók hatását, azonban az alap mohó PSM algoritmustól a következő két pontban jelentősen eltér. (1) Amíg a PSM algoritmus egy olyan 1-dimenziós térben végzi el a párosítást, ahol a párosítás alapjául szolgáló értékek egy becslés eredményeképpen jöttek létre, addig a javasolt módszer az eredeti  $n$ -dimenziós térben, az eredeti attribútumértékek felhasználásával valósítja meg ugyanezt. (2) Másrészt, míg a PSM egy olyan mohó algoritmusnak tekinthető, amely minden egyes párosítás esetén az éppen lokálisan legjobb megoldást keresi és azt a későbbiekben nem is változtatja meg, addig a javasolt algoritmus kevésbé mohó elven működik, és a környezet figyelembevételével választja ki a kontrollcsoportba beválasztandó párosítandó egyedet.

A cikk további fejezeteiben röviden ismertetjük a javasolt kontrollcsoport-kiválasztó módszert, majd azon kísérleti eredmények egy szűkített halmazát mutatjuk be, melyek rávilágítanak a javasolt módszer eredményességére. Végül az összefoglalás részben összegezzük a legjelentősebb megfigyeléseinket és eredményeinket.

## Módszertan

Adott az  $X = \{x_1, x_2, \dots, x_m\}$  objektumhalmaz (pl. betegek halmaza), melynek egyedeit  $n$  darab leíró változóval jellemezzük ( $F = \{f_1, f_2, \dots, f_n\}$ ). Ezen  $X$  halmaz képezi a vizsgálatunk alapját. Jelölje  $S$  az *esetcsoportot*, ahol  $S$  részhalmaza  $X$ -nek ( $S \subset X$ ). Célunk egy olyan  $C$  ( $C \subset X, C \cap S = \emptyset$ ) *kontrollcsoport* kiválasztása, amelyben az  $F_R \subseteq F$  releváns változók eloszlása hasonló mint  $S$ -ben. A kontrollcsoport elemeit a  $P$  ( $P = X - S$ ) *jelölthalmazból* (*populáció*) választjuk.

A javasolt Weighted  $k$ -Nearest Neighbour-based Control Group Selection Method with Error function (WNNCSE) módszer a  $k$ -legközelebbi szomszéd elve alapján a vizsgálat szempontjából releváns tulajdonságok által meghatározott  $n$ -dimenziós térben keresi meg az esetcsoport egyedeihez legközelebb eső jelölthalmazbeli egyedeket. A módszer az egyedek



hasonlóságát súlyozott távolságmérték alapján határozza meg, amely tetszőleges számú és típusú attribútum figyelembevételére alkalmas. A távolságszámításnál alkalmazott súlyparaméterek a függő változó becslésére alkalmazott logisztikus regresszió független változóihoz rendelt esélyhányadosok (odds ratio) alapján kerülnek meghatározásra.

A WNNCSE algoritmus az egyedek távolságának meghatározását követően olyan párosító eljárást alkalmaz, amely eltér a mohó PSM algoritmusnál alkalmazott módszertől. Amíg a mohó PSM algoritmus minden iterációban az éppen legjobb jelöltet választja be a kontrollcsoportba, addig a WNNCSE módszer a kontrollcsoportba történő beválasztásnál figyelembe veszi, hogy az aktuálisan beválasztandó elem nem lenne-e esetleg jelölt más párosítás során is. Amennyiben a kontrollcsoportba beválasztandó egyed több párosítás esetén is az ideális jelölt lenne, akkor a WNNCSE módszer az optimalizálás témaköréből ismert Vogel-Korda elvet [4] követve oldja fel a kialakult konfliktushelyzetet. A konfliktusfeloldás a következőképpen fogalmazható meg.

Legyen  $E_{dist}$  az egyedek normált távolságát figyelembe vevő hibafüggvény. Az  $E_{dist}$  hibafüggvény a  $P_j$  ütközésben résztvevő populációbeli egyedre és egy  $S_i$  mintacsoportbeli egyedre vonatkozóan a következőképpen határozható meg:

$$E_{dist_{S_i P_j}} = \left\| S_i - NN_{S_i}^{(l)} \right\| - \left\| S_i - NN_{S_i}^{(l+1)} \right\|,$$

ahol  $NN_{S_i}^{(l)}$  az  $S_i$  esetscsoportbeli elem  $l$ -dik legközelebbi szomszédját jelöli ( $l = 1, 2, \dots$ ),  $\|\blacksquare\|$  az alkalmazott távolságnorma,  $j$  pedig a beválasztásra jelölt jelölthalmazbeli elem indexe, amely egyben az  $S_i$  egyed legközelebbi szomszédja is ( $NN_{S_i}^{(1)} = P_j$ ). Az alkalmazott hibafüggvény minden esetscsoportbeli elem esetén kiszámolja a hozzá aktuálisan legközelebb első és eggyel távolabb eső jelölthalmazbeli elem távolságát. Amennyiben egy jelölthalmazbeli elem több esetscsoportbeli elem legközelebbi szomszédja, akkor azon esetscsoportbeli egyedhez választjuk ki ezt a jelölthalmazbeli egyedet, amely esetében a hibafüggvény értéke a legnagyobb. Ezt a kiválasztási folyamatot addig folytatjuk iteratíván az  $l$  értékének növelésével, míg minden ütközést fel nem oldunk a hibafüggvény kiértékelése által.

## Esettanulmány

A módszer hatékonyságának kiértékeléséhez egy benchmark adathalmazt hoztunk létre, majd az irodalomból is jól ismert PSM módszerrel vetettük össze a WNNCSE módszer eredményeit. Az adathalmaz 100 egyedet tartalmazott, és minden egyedhez 8 leíró változót rendeltünk hozzá (6 bináris és 2 folytonos). A függő változó valószínűsége a következő súlyozott lineáris kombináció alapján került kiszámításra:

$$p = \log(1.1)x_1 + \log(1.1)x_2 + \log(1.1)x_3 + \log(1.25)x_4 + \log(1.25)x_5 \\ + \log(1.25)x_6 + \log(1.5)x_7 + \log(1.5)x_8$$

A függő változó értéke (0 vagy 1, vagyis például, hogy az adott egyed kapott-e kezelést vagy sem) egy  $p$  valószínűséggel paraméterezett Bernoulli véletlen változóval került meghatározásra. A fenti lineáris kombináció alapján az  $X$  adathalmaz körülbelül 25%-a került az esetcsoportba, vagyis őket tekintettük azon egyedeknek, akik valamilyen kezelésben részesültek. A maradék 75% képezte azt a populációt, amelyből a kontrollcsoportot választottuk ki.

A WNNCSE alkalmazásához logisztikus regressziót hajtottunk végre, s az így kapott esélyhányados értékeket a független változók súlyaiként vettük figyelembe. A WNNCSE által kiválasztott kontrollcsoportot a PSM által kiválasztott kontrollcsoportokkal vetettük össze. A PSM módszer futtatása során azzal a megköttéssel éltünk, hogy elvárjuk az esetcsoporttal azonos méretű kontrollcsoport kiválasztását. Ehhez az irodalomban ajánlott<sup>1</sup> *caliper size* paraméterhez egy szorzótényezőt rendeltünk, és úgy futtattuk a PSM módszerét.

## Eredmények

A fentebb taglalt módszereket 10 generált adathalmazon teszteltük (100 egyed, 8 leíró változó). Az adathalmazból meghatározott esetcsoport és az esetcsoporthoz kiválasztott kontrollcsoport különbözőségét NNI, LDI, GDI és DDI mértékekkel fejeztük ki [5]. A két csoport egyensúlyának vizsgálatához Hansen és Bowers 2008-ban definiált overall balance test-jét [6] és a leíró változónkénti egyensúlyt alkalmaztuk. A kiértékelés eredményét a 1. Táblázat tartalmazza.

---

<sup>1</sup>  $(0.2\sqrt{(\sigma_t^2 + \sigma_{ut}^2)})/2$  ahol  $\sigma$  az adott csoporton (treated, untreated) belüli propensity score szórása

Táblázat 1 10 generált adathalmazon végzett kiértékelés eredménye

Adat- halmaz	Módszer	Különbözőségi mértékek				Hansen & Bowers		
		Párosítás alapú			Eloszlás alapú	khi <sup>2</sup>	df	p
		NNI	LDI	GDI	DDI			
#01	WNNCSE	0,219	0,205	0,031	0,078	0,22	8	1,000
	PSM	0,344	0,332	0,158	0,097	2,41	8	0,966
#02	WNNCSE	0,243	0,232	0,045	0,110	1,24	8	0,996
	PSM	0,412	0,404	0,219	0,099	2,30	8	0,970
#03	WNNCSE	0,210	0,202	0,037	0,089	4,50	8	0,809
	PSM	0,384	0,362	0,195	0,109	1,54	8	0,992
#04	WNNCSE	0,220	0,186	0,033	0,074	0,85	7	0,997
	PSM	0,310	0,289	0,122	0,080	3,66	7	0,818
#05	WNNCSE	0,231	0,216	0,039	0,096	2,90	8	0,940
	PSM	0,389	0,375	0,199	0,111	2,07	8	0,979
#06	WNNCSE	0,250	0,233	0,047	0,100	3,52	8	0,897
	PSM	0,375	0,378	0,190	0,127	5,70	8	0,681
#07	WNNCSE	0,234	0,221	0,041	0,098	2,27	8	0,943
	PSM	0,359	0,356	0,183	0,133	6,65	8	0,575
#08	WNNCSE	0,234	0,221	0,039	0,083	1,69	8	0,989
	PSM	0,359	0,354	0,179	0,115	2,78	8	0,947
#09	WNNCSE	0,235	0,221	0,032	0,072	0,88	8	0,999
	PSM	0,385	0,371	0,190	0,113	2,36	8	0,968
#10	WNNCSE	0,233	0,242	0,042	0,073	1,48	8	0,993
	PSM	0,323	0,311	0,136	0,121	6,73	8	0,566
min	WNNCSE	0,210	0,186	0,031	0,072	-	-	0,809
	PSM	0,310	0,289	0,122	0,080	-	-	0,566
átlag	WNNCSE	0,231	0,218	0,039	0,087	-	-	0,956
	PSM	0,364	0,353	0,177	0,111	-	-	0,846
max	WNNCSE	0,250	0,242	0,047	0,110	-	-	1,000
	PSM	0,412	0,404	0,219	0,133	-	-	0,992

Az 1. Táblázatban szürkével kiemelt cellák az adott módszer szerint jobbnak ítélt kontrollcsoportokat jelölik. Látható, hogy az összetett egyensúly kiértékelése esetén és az egyedi mértékek szerint is az esetek többségében a WNNCSE algoritmus szolgáltatott jobb eredményt. A táblázat utolsó 3 sora aggregált mérőszámokat tartalmaz: ezek esetén is elmondható, hogy a WNNCSE módszer a véletlenszerűen generált adathalmazon jobb kontrollcsoportot volt képes kiválasztani, mint a széleskörben alkalmazott PSM módszer. Fontos megjegyezni, hogy PSM használatával kiválasztott kontrollcsoportok minősége is megfelelő ugyan, de mint láthatjuk, a WNNCSE módszer által kiválasztott kontrollcsoportok nagyobb hasonlóságot mutatnak az esetscsoporthoz, mint a PSM módszer által alkotott kontrollcsoportok.

## Összefoglalás

Jelen cikkben egy olyan  $k$ -nn elven alapuló kontrollcsoport-kiválasztó módszert mutattunk be, amely a Vogel-Korda elvet alkalmazva az eredeti tulajdonságtérben határozza meg a kontrollcsoportba választandó egyedek halmazát. A javasolt módszert (Weighted  $k$ -Nearest Neighbour-based Control Group Selection Method with Error function, WNNCSE) tesztelve azt tapasztaltuk, hogy az általa kiválasztott kontrollcsoport eloszlása számos esetben nagyobb hasonlóságot mutatott a vizsgálati esetscsoport eloszlásával, mint a széles körben alkalmazott Propensity Score Matching algoritmus által előállított kontrollcsoport.

## Köszönetnyilvánítás

Köszönet az EFOP-3.6.1-16-2016-00015 projekt és az ÚNKP-19-3 Új Nemzeti Kiválóság Program anyagi támogatásáért.

## Hivatkozások

- [1] Wacholder, S., McLaughlin, J. K., Silverman, D. T., Mandel, J. S., Selection of Controls in Case-Control Studies. *American Journal of Epidemiology*, 1992, vol. 135(9), 1019-1028. doi:10.1093/oxfordjournals.aje.a116396
- [2] Austin, P. C., An Introduction to Propensity Score Methods for Reducing the Effects of Confounding in Observational Studies. *Multivariate Behavioral Research*, 2011, vol. 46(3), 399-424, doi:10.1080/00273171.2011.568786
- [3] King, G., Nielsen, R., Why Propensity Scores Should Not Be Used for Matching. *Political Analysis*, 2019, vol. 27(4), 1-20. doi:10.1017/pan.2019.11
- [4] Bánkúti Göngyi, Kövér György, Operációkutatás alapjai. Digitális Tankönyvtár, 2014.
- [5] Székér, Sz., Vathy-Fogarassy, A., How Can the Similarity of the Case and Control Groups be Measured in Case-Control Studies? In Proceedings of IWObI 2019, IEEE International Work Conference on Bioinspired Intelligence, 2019, pp. 33-40.
- [6] Hansen, B. B., Bowers, J., Covariate Balance in Simple, Stratified and Clustered Comparative Studies. *Statistical Science*, 2008, vol. 23(2), 219-236. doi:10.1214/08-sts254

## ICD-10 coding using improved word affinity methods

István Vassányi<sup>1</sup>, Gábor Harmati<sup>2</sup>, István Kósa<sup>1</sup>,  
Benedek Szakonyi<sup>1</sup>, Ágnes Vathy-Fogarassy<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University of Pannonia, vassanyi@almos.vein.hu  
8230 Veszprém, Egyetem u. 10, Hungary

<sup>2</sup> State Hospital for Cardiology, 8230 Balatonfüred, Gyógy tér 2, Hungary

***Abstract:*** In this paper, we present an improved method for automatized ICD-10 coding that uses a training sample and word affinity metrics. The method was validated on a sample created manually by two experts. The results show that the relaxation procedures proposed as an extension to the original algorithm significantly improved the reliability of the recommended ICD codes, with only 7.4% of the validation cases that failed completely, while in ca. 75% of the cases a good quality code recommendation was produced. This could make a service prototype like this applicable in the clinical practice, as a built-in module of a hospital information system.

**Key words:** ICD coding, text analysis, word affinity

### Introduction

Specifying the correct International Classification of Diseases (ICD-10) codes for an inpatient or outpatient case is the basis of case-based reimbursement for the clinical service providers in Hungary. A tool helping the clinical professionals in finding the best fitting code for a textual diagnosis definition would therefore provide a very useful service in the daily practice. Without a generally available tool of this kind, printed lists of the most frequent codes are often being used, or the doctors resort to web-based, searchable code dictionaries when completing a discharge letter.

The main objective of our work was to develop the prototype of an ICD coding service that can be integrated in a clinical information system, possibly as an ‘intelligent’ agent of the discharge letter editor. Thus, the input of the coder is a couple of words (possibly in abbreviated form) that the professional would most preferably use to describe the diagnosis in free text written for another professionals. The expected output is a short, ordered list of the best fitting ICD-10 codes. Since ICD-10 is a hierarchical coding system, it is normally enough to find the main diagnosis group, i.e. the first 3 characters of the 5-character code.

This problem is not new and not limited to Hungary. Considerable results have already been published in this field, the first efforts dating back to 1985 [1]. Some of these use multi-modal inputs including unstructured text, semi-structured text and structured tabular data, in fact all the data related to a visit of a patient [4]. The authors use the free MIMIC-III database containing 58000 admissions and focus only on the most frequent 32 ICD-10 codes, using an ensemble method. In contrast, we wish to predict *all* ICD-10 codes that appear in the training set and use only a short text input from the clinical user. A slightly different work uses bigrams and trigrams [5]. An approach more related to our work is presented in [3], which is a heuristically improved semantic similarity method. However, some of the problems like spelling errors and abbreviations that we face do not manifest here because of the Chinese textual input. The most closely related results and the real starting point of our work is presented in [2] in the form of a word affinity method based on word/code co-occurrence frequencies. Our main new contribution with respect to [2] is the enhancement of the basic methodology with some recent text analysis procedures.

## Methods

Textual diagnosis definitions taken from real life discharge letters usually contain one to six words. The difficulty of finding the ‘best’ code is due to the following causes:

- Variance of the technical terms. Even the same doctor may choose different terms for a disease for another patient. The differences may appear as abbreviations or Hungarian/Latin equivalents.
- Unintended spelling errors and typos, extra spaces etc.
- The shortcomings of the ICD-10 coding system itself, which may contain more than one code for virtually the same disease.

To overcome these difficulties, the proposed method is based on a training sample, ideally taken from the same clinical environment for which we develop the coding service. This sample should contain several textual definitions for the frequent ICD codes, and it can be gradually extended during the use of the service.

Our method uses the word affinity approach proposed in [2]. The training set is used to calculate word/code co-occurrence frequencies, which are used to find the most likely codes for a set of words (the *search text*) supplied by

the user. The other resource that we used was a medical thesaurus i.e. dictionary of synonyms edited manually using publicly available sources *pirula.net*. The steps of the process are as follows (our new algorithmic contributions in italics).

1. Initializing the occurrence lists from the training sample
  - a. *Cleaning and standardizing of the training sample. During this process, phrases irrelevant for the ICD code (like left or right side) are removed as well as full steps, special characters, extra spaces etc. We also remove the accents of the vowels. Our experience has shown that while these carry extra information, they are so often misspelled in medical practice that conversion to the English character set is altogether more favorable.*
  - b. *Removing redundant (identical and repeated) items from the cleaned training sample. Note that this step preserves term variations, e.g. “H9040 hypac perc” and “H9040 hypacusic perceptive” are two distinct items.*
  - c. Creating a word and code occurrence list and a word-code co-occurrence matrix from the training sample.
2. *Executing the above cleaning procedure on the search text.*
3. Running the ranking procedure. We implemented three ranking procedures that differ in the way the scores (support weights) computed for the individual words of the search text are summarized: the *algebraic*, the *geometric* and the *Bayes* procedures. Out of these, the algebraic method proved the most effective. It's steps are as follows:
  - a. For each word of the text, we compute one or more weights according to the word-code co-occurrence matrix. If a word appears at more than one code in the matrix, it will have multiple weights. The weight is the number of co-occurrences of the word and the code divided by the total number of occurrences of the word. *When looking up the search word, we use a combined distance metrics (depending of the word length) of Jaro-Winkler and Damerau-Levenshtein distances instead of exact matching, to accommodate typos and*

*abbreviations. The parameters of these distances were optimized empirically.*

- b. For each code, we sum the weights and divide it by the number of words in the search text.
  - c. We order the codes according to their weight and return the first 10 codes with non-zero weight.
4. *If there are less than 4 codes in the returned code list, we first try to use the thesaurus and replace each word with its best synonym, i.e. with the one having the most co-occurrences with any code in the matrix.*
  5. *If step 3 could not increase the number of returned codes, we gradually relax the parameters of the combined distance metrics (i.e. we allow more and more dissimilarity) until we have at least 4 recommended codes or we hit a predefined limit.*

### **The validation scheme**

We created a validation framework that uses a validation sample in order to test the real applicability of the recommended codes. 100 disease definition terms without ICD codes were manually extracted from the discharge letters of a hospital, from sections related to internal orders such as a cardiac echo procedure. This sample was coded manually by two independent experts by specifying at most 4 codes for each text, and their code lists were merged. We excluded texts from evaluation for which:

1. at least one of the experts did not find the text diagnostically meaningful (fit for coding), or
2. the codes recommended by one of the experts did not contain any of the codes recommended by the other, not even as a generalization (cf. M17 is a generalization of M1790).

For each of the remaining validation texts-validation code recorded, we run our algorithm and scored the resulting code list as follows:

- 3 points (perfect): if the first code was equal to the first or second code of the validation code list,
- 2 points (good): if one of the first two codes was equal to the first or second code of the validation code list,



- 1 points (acceptable): if *any* of the codes was equal to *any* of the codes of the validation code list,
- 0 points (failed): otherwise.

The overall performance of an algorithmic setup was ranked according to the average score of the validation records. Assuming that the human user can select the good code form a short list easier, this ranking scheme is more realistic than computing all-or-nothing precision and recall values.

## Results

We had 59,622 records in the training sample which were reduced to 10,889 after the cleaning. As for the validation sample, 10 records were excluded for ‘no-fit’, and in 25 cases (27.4%) of the remaining 90 records the two experts fully disagreed. This is in line with the general experience that for any given case, there is a 20-40% chance that two experts code differently [2]. Therefore, we could use only 65 out of the 100 records for validation purposes.

The original thesaurus contained 2,466 records. After manual cleaning and algorithmic merging of synonym groups, 1,791 records remained.

The basic algorithm with the 3(a) combined metrics and without Hungarian accents reached 1.88 points on average according to our evaluation scheme in which 3.0 points is the theoretical best performance (when all recommended codes are ‘perfect’). The ratio of 0 point (failed) records was 26.5%.

The procedures described in steps 4 and 5 improved on this result significantly as the average was 2.27 points, and the ratios of 3-point, 2-point, 1-point and 0-point records were 60.8%, 13.7%, 17.7%, and 7.8% (only four records), respectively.

## Discussion

It would be very hard to make a direct comparison between our results and the original results published in [2] due to the different evaluation scheme. The analysis of the four failed validation records revealed that the main causes of failure are as follows.

- In an unlucky case, the words of the search text are all very general, thus they have lots of co-occurrences with many codes, pushing the ‘proper’ codes back in the code list.
- There are ‘errors’ in the training list, i.e. ICD code definitions with which most professionals would disagree.

- While we discard superfluous spaces, we cannot cope with a typo space that splits a word in two, like ‘ost eoporosis’.
- In some cases, a single-word term has multi-word synonyms, while our thesaurus currently supports only single words.

Some of these problems, most of all the thesaurus that supports multi-word terms, could be addressed in a future version of the algorithm. Dealing with multi-word terms would need tokenization and significant changes in the relaxation method.

## Conclusion and future work

In this paper we presented some improvements to a previously published method for recommending ICD codes based on user input. The results are satisfactory as in ca. 75% of the cases a good quality code recommendation was produced (3-point and 2-point cases), which could make a service prototype like this applicable in the clinical practice, as a built-in module of a hospital information system.

## Acknowledgements

We acknowledge the financial support of GINOP-2.2.1-15-2016-00019 programme “Development of intelligent, process-based decision support system for cardiologists” and Széchenyi 2020 under the EFOP-3.6.1-16-2016-00015.

## References

- [1] F. Wingert. “Automated indexing based on SNOMED”. *Meth Inform Med* 24 (1985) 27-34
- [2] György Surján, Gergely Héja: “Indexing of medical diagnoses by word affinity method”, *Proc. MEDINFO 2001, Studies in health technology and informatics* 84(Pt 1):276-279, DOI: 10.3233/978-1-60750-928-8-276
- [3] YunZhi Chen, HuiJuan Lu, LanJuan Li. “Automatic ICD-10 coding algorithm using an improved longest common subsequence based on semantic similarity”. *PLoS ONE* (2017) 12(3): e0173410. DOI: 10.1371/journal.pone.0173410
- [4] Keyang Xu et al. “Multimodal machine learning for automated ICD coding”. arXiv:1810.13348v1 [cs.LG], 31 Oct 2018
- [5] Keyang Xu et al. “Unsupervised method for automatic construction of a disease dictionary from a large free text collection”. *AMIA 2008 Symposium Proceedings*, pp. 820-824
- [6] Fred J. Damerau. "A technique for computer detection and correction of spelling errors", *Communications of the ACM*, 7 (3): 171–176, doi:10.1145/363958.363994

# Comparing QR Codes with Aruco Markers Using Indoor Navigation Prototype for People with Visual Impairment

Mostafa Elgendy, Cecilia Sik Lanyi

<sup>1</sup>University of Pannonia

mostafa.elgendy@virt.uni-pannon.hu

lanyi@almos.uni-pannon.hu

Egyetem str. 10., H-8200 Veszprem, Hungary

***Abstract:* People with visual impairment are moving from one place to another to finish their daily activities using traditional assistive devices which provide only limited assistance. Mobile technologies can be used with assistive technology to help people with visual impairment in the navigation process. While outdoor navigation is already solved by the use of a global positioning system, indoor navigation is still problematic. So, the main contributions of this paper are the following: 1) Propose an android solution to help people with visual impairment to navigate indoor using markers. 2) Compare Aruco Markers with Quick Response codes to select which one is better.**

Keywords: smartphones; visually impaired; navigation; Markers;

## Introduction

People with Visual Impairment (PVI) face a lot of challenges during their daily activities such as navigation or shopping. Therefore, it is important to develop solutions to help PVI in such activities and encourage them to interact socially [1]. While outdoor navigation is already solved by the use of a global positioning system, indoor navigation is still problematic[2].

As a result, multiple solutions have been developed to help PVI navigating indoor. These solutions are divided into three categories: **Tag Based Systems:** these systems use technology such as Radio-frequency identification (RFID) and Near Field Communication (NFC). These tags are installed in indoor places or attached to an object and can be detected using smartphones or tags reader [3], [4]. **Computer Vision-Based Systems:** these systems install unique visual tags such as Quick Response (QR) codes or markers to help in the navigation and recognition process [5]. Other systems do not require tags to be installed as they use Computer Vision (CV) techniques to analyze images and extract some features from them [6].

Based on our evaluation of the available technologies, we have concentrated on CV tag-based techniques specially, QR codes and square

markers [7]. The main contributions of this paper are the following: 1) Implement a prototype of a navigation system to identify the location of PVI using CV tags and navigate to the destination using the shortest path. 2) Make a comparison between CV tags to select which one has better results. The paper is structured in the following way: Section 2 shows current indoor navigation solutions. Section 3 explains our system design. Finally, Section 4 outlines the conclusion.

## **Related Work**

There are some indoor navigation systems that determine the location of objects and people inside buildings using Wi-Fi, Bluetooth, Radio Frequency Identification (RFID), Near-field Communication (NFC), and using markers. These solutions differ in type of used signal, the positioning method, and accuracy.

### *A. Tag Based Systems*

We concentrate on RFID and NFC tags. RFID is a technology used to store digital data like ID in tags and uses a reader to detect them. This ID can be used to store information in a database and used it at a later time [3]. When using them for navigation, a tag reader is attached to a white cane to identify RFID tags and give feedback to the PVI. NFC is a similar way of communication at a maximum range of about 10 cm. To use it for navigation, NFC tags are installed inside buildings and a map is built to store the locations of these tags. During navigation, these tags are detected by smartphones and a navigation commands are sent to PVI[8].

### *B. Computer Vision tag based*

CV has been used to develop multiple solutions to help PVI in their daily activities. In tag based systems, unique visual tags such as QR code and AR markers are placed indoor to aid in the navigation process. Recognition of these tags is accomplished by capturing an image of them and analyzing this image to determine the identity of the object based on its tag information[5]. Then, they tried to build a map to store QR codes' location using graph and store it in a database. Then, they calculates shortest path to the destination [9]. Finally, tactile or voice commands are used for warnings and providing direction to the PVI [10].

## **System Design**

We proposed a solution to help PVI in indoor positioning and navigation utilizing markers. This solution works as the following: at first, markers have

been printed on papers and installed in indoor places. A map is built to store information about marker places using graph. To start navigation, it asks the PVI to enter his destination using voice commands. Then, it tries to search for the nearest marker and calculates shortest path to the destination. Finally, it gives the PVI continuous navigation commands to reach the marker point of the destination. The core components of our system are shown in Figure 1.

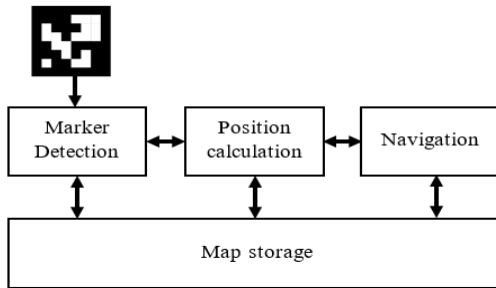


Figure 1. Components of the proposed system

#### A. Marker Detection

Based on our previous evaluation, QR codes and Markers were the best markers to select [7]. We used Aruco markers as a marker. As shown in Figure 2, Aruco marker is a square marker with an inner binary area which store marker id and a wide black border used for fast detection in the projected image.

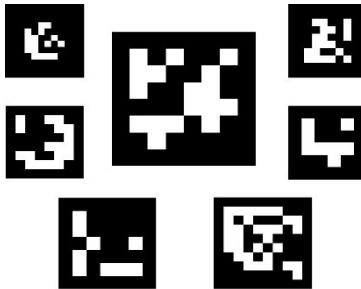


Figure 2. Examples of Aruco markers.

Therefore, we have compared QR codes with Aruco markers to select which one gives more accuracy. To accomplish this, we have developed two applications to identify the location of PVI with the architecture shown in Figure 3. At first, the application opens the camera to get a live stream of images. Then, it converts the image to grayscale and sends it to the desired

library to detect and identify the marker. After that, it calculates the distance to the marker and gives feedback to the PVI using voice commands.

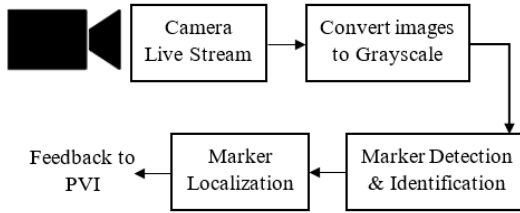


Figure 3. Main components of the comparison application.

### B. Position calculation and Navigation

After the detection and identification, we should obtain the camera pose from the markers. For the pose estimation, we need to know the parameters of the camera which came from the calibration. Camera calibration estimates the parameters of a lens and sensor of an image using multiple images of a pattern such as a checkerboard or Square Grid.

For navigation, the authors built an internal map using a graph. In this graph, nodes represent the markers locations while Edges were used to store the number of steps and the direction between nodes connected by this edge. After determining the initial location, our system asks PVI to specify the desired target location. Then, it estimates the shortest path from the initial location to the target location using Dijkstra algorithm. After that, it calculates the direction that the PVI must start walking to like north, west etc. This is done by calculating the azimuth of the vector pointing from the initial location to the second location from the shortest path's list.

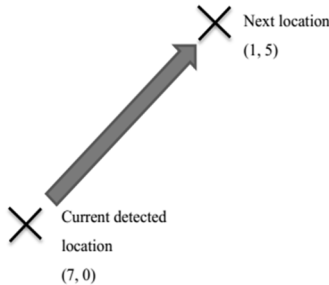


Figure 4. Determining initial direction.

As shown in Figure. 4, the user starts walking from coordinate (7,0) and the next point of the shortest path has coordinates (1,5). In this case, the

application instructs the user to start walking towards north-east. This process is repeated until PVI reach their destination point. The navigation module also give continuous navigation commands to reach the final destination.

### Evaluation

At first, the authors made a comparison to select which marker is the best. The authors have created two applications as shown in the previous section. In the first application, the authors used QR codes as tags. The authors have used an open source computer vision library called OpenCV for preprocessing. The authors have used an open source library called Zxing for detecting and identifying QR codes. The second application is similar to the first one, but it uses Aruco markers as tags. The authors made a comparison to select the best one as shown in the following two tables.

Aruco Markers	1 Meter	2 Meters	3 Meters	4 Meters	QR Codes	1 Meter	2 Meters	3 Meters	4 Meters
# of scanned items	Multiple	Multiple	Multiple	Multiple	# of scanned items	Multiple	Multiple	X	X
30 degree	✓	✓	✓	✓	30 degree	✓	✓	X	X
60 degree	✓	✓	✓	✓	60 degree	✓	✓	X	X
80 degree	✓	✓	✓	✓	80 degree	X	X	X	X
Moving fast	✓	X	X	X	Moving fast	X	X	X	X
Line of sight	X	X	X	X	Line of sight	X	X	X	X
Blur	X	X	X	X	Blur	X	X	X	X
Camera out of focus	X	X	X	X	Camera out of focus	X	X	X	X
Occlusion	X	X	X	X	Occlusion	X	X	X	X

After testing these two applications in different situations, the authors concluded that Aruco markers can be detected from distances up to 4 meters while QR codes were only limited to 2 meters. To detect Aruco markers from long and short distances, the camera does not have to be in their line of sight or not. For QR codes, they can't be detected from ranges longer than 2 meters whether the camera was in the line of sight with them or not. From these results, the authors have found that Aruco markers are better than QR codes.

After selecting Aruco as a marker, we built a system based on this maker and evaluated it. We created a map which contains points having the following coordinates: A: (0, 3), B: (3, 0), C: (7, 0), D: (3, 3), E: (5, 5), F: (1, 5), G: (1, 9). The authors have assigned the marker having 1 as an ID for point A, marker 2 for point B, and so on. Then, the authors have put each of the markers to the appropriate location. After all of these preparations were done, the authors have chosen the desired target point and scanned the first marker

(which was placed on the starting point). The application gave instructions to reach the target point. At first, the authors placed the starting point C and wanted to reach point G. During navigation, the authors went through the following points: C, D, F, A, F, G (the target point). The application was given the following instructions: start heading northeast, go straight, go straight right, turn around, go straight and finally reach the destination.

### **Conclusion**

Our goal was to design an indoor navigation system for PVI using AR markers. First, PVI need to find the starting point by identifying markers. The system gives continues navigation commands to reach the destination point. The comparison proved that Aruco markers are the best between other markers. For future work, the authors will convert the identification part to a classification one and use CNN to identify the markers to in the mentioned challenging conditions.

### **Acknowledgements**

We acknowledge the financial support of Széchenyi 2020 under the EFOP-3.6.1-16-2016-00015.

### **References**

- [1] A. Bhowmick and S. M. Hazarika, "An insight into assistive technology for the visually impaired and blind people: state-of-the-art and future trends," *J. Multimodal User Interfaces*, vol. 11, no. 2, pp. 149–172, Jun. 2017.
- [2] M. Dias, A. Steinfeld, M. D.-I. W. and, and undefined 2015, "Future directions in indoor navigation technology for blind travelers," *content.taylorfrancis.com*.
- [3] E. Valero, A. Adán, and C. Cerrada, "Evolution of RFID applications in construction: A literature review," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 7, pp. 15988–16008, 2015.
- [4] B. Ozdenizci, V. Coskun, and K. Ok, "NFC internal: An indoor navigation system," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 4, pp. 7571–7595, Mar. 2015.
- [5] S. Al-Khalifa and M. Al-Razgan, "Ebsar: Indoor guidance for the visually impaired," *Comput. Electr. Eng.*, vol. 54, pp. 26–39, 2016.
- [6] R. Jafri, S. A. Ali, H. R. Arabia, and S. Fatima, "Computer vision-based object recognition for the visually impaired in an indoors environment: a survey," *Vis. Comput.*, vol. 30, no. 11, pp. 1197–1222, Nov. 2014.
- [7] M. Elgendy, C. Sik-Lanyi, A. Kelemen, M. Elgendy, C. Sik-Lanyi, and A. Kelemen, "Making Shopping Easy for People with Visual Impairment Using Mobile Assistive Technologies," *Appl. Sci. 2019, Vol. 9, Page 1061*, vol. 9, no. 6, p. 1061, Mar. 2019.
- [8] W. E. Sakpere, N. B. W. Mlitwa, and M. A. Oshin, "Towards an efficient indoor navigation system: a near field communication approach," *J. Eng. Des. Technol.*, vol. 15, no. 4, pp. 505–527, Aug. 2017.
- [9] H. Zhang, C. Zhang, ... W. Y.-2015 I. I., and undefined 2015, "Localization and navigation using QR code for mobile robot in indoor environment," *ieeexplore.ieee.org*.
- [10] J. Torrado, G. Montoro, J. G.-P. and M. Computing, and undefined 2016, "Easing the integration: A feasible indoor wayfinding system for cognitive impaired people," *Elsevier*.



## A pitvarfibrilláció egyéb aritmiáktól való automatizált megkülönböztetése

Tuboly Gergely<sup>1</sup>, Kozmann György<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Pannon Egyetem, Műszaki Informatikai Kar, Egészségügyi Informatikai Kutató-Fejlesztő Központ, tuboly.gergely@virt.uni-pannon.hu  
8200 Veszprém, Egyetem utca 10.

**Összefoglaló:** A pitvarfibrilláció (PF) egy szupraventrikuláris szívritmuszavar, amely ötszörösére növeli a stroke kockázatát. Két fő EKG ismérve a véletlenszerűen ingadozó RR távolságok, valamint a P hullám hiánya. Bár az elmúlt évtizedekben számos közlemény jelent meg a PF EKG-alapú számítógépes detektálásáról, az egyéb aritmiáktól való megkülönböztetése a mai napig nagy kihívást jelent. Munkánk során – korábban kifejlesztett PF-felismerő eljárásunk két verziójával – a detektálás hatékonyságát vizsgáltuk, különös tekintettel a nem PF aritmiákra. Azt tapasztaltuk, hogy gyakori extraszisztolék esetén közel 12%-kal, kifejezett szinusz aritmia esetén pedig 7,5%-kal növelhető a specificitás, amennyiben a szívritmus elemzésén túlmenően a P hullámok jelenlétét is figyelembe vesszük.

### Bevezető

A pitvarfibrilláció (PF) egy szupraventrikuláris aritmia, amely gyakori az idősebb korosztályok körében. Összehangolatlan pitvari aktivitás jellemzi, amelynek következtében a szívritmus véletlenszerűen ingadozik. Habár a PF nem tartozik az életveszélyes aritmiák közé, jelentősége nem lebecsülendő, ugyanis megháromszorozza a szívéletelenség, illetve megötszörözi a stroke kockázatát. Ennél fogva a korai diagnózis kulcsfontosságú a szükséges terápia mielőbbi megkezdése érdekében. A PF felismerését azonban gyakran megnehezíti az aritmia tünetmentessége, valamint ideiglenes megjelenése. A PF beazonosítása általában EKG alapján történik, a következő három jellemző figyelembevételével: véletlenszerűen változó RR távolságok, P hullám hiánya, illetve nagyfrekvenciás fibrillációs hullámok jelenléte [1].

Az irodalomban számos módszer áll rendelkezésre a PF automatizált detektálásáról. Az egyik legismertebb összehasonlító tanulmány Larburu és mtsai. 2011-es munkája, amely 9 PF-detektáló algoritmust hasonlít össze [2]. Ezek között található olyan módszerek, amelyek kizárólag a szívritmus (RR távolságok) vizsgálatára támaszkodnak, míg mások a pitvari aktivitást is figyelembe veszik. A tanulmányban közölt legmagasabb elért szenzitivitás (*Se*) és specificitás (*Sp*) rendre 97,64% és 96,08%, amelyek két különböző – pusztán RR távolságokat vizsgáló –

módszertől származnak. Zhu és mtsai. 4 detektáló eljárást hasonlítottak össze 2015-ben, amelyek mindegyike a szívritmus vizsgálatán alapszik [3].

A mobil technológia rohamos fejlődésével ma már kereskedelmi forgalomban is megvásárolhatók olyan eszközök, amelyek – jelfeldolgozó szoftverekkel kombinálva – képesek a PF felismerésére. Napjainkban ilyen EKG-alapú mobil rendszerekre példa az AliveCor Kardia Mobile, a Beurer ME 90 eszköz és az Apple Watch 4 széria [4], [5]. Bár a szakma egyetért abban, hogy a dinamikusan fejlődő mobil technológia óriási lehetőségeket hordoz magában az automatizált PF-detektálás terén, aggodalmak is felmerülnek. Selder és mtsai. közelmúltban megjelent munkája szerint az extraszisztolék és egyéb nem PF aritmiák még a mai modern mobil EKG rendszerek feldolgozó algoritmusait is képesek félrevezetni, jelentősen növelve a fals pozitív esetek számát [6]. Az egyéb aritmiáktól való megkülönböztetés hatékonyságáról azért is nehéz képet kapni az irodalomban fellelhető detektáló módszerek esetén, mert ilyen adatokat ritkán közölnek, jellemzően a PF és a „normál szinusz ritmus” megkülönböztetésére helyezik a hangsúlyt [7].

## **Célkitűzés**

A nem PF aritmiák jelenlétében tapasztalható relatíve magas fals pozitív arány egyik lehetséges magyarázata, hogy a mobil EKG rendszerek PF-detektorai jellemzően csak a szívritmust elemzik, a pitvari aktivitást figyelmen kívül hagyják. Jelen munka célja, hogy a Pannon Egyetem Egészségügyi Informatikai Kutató-Fejlesztő Központjában korábban kifejlesztett (és a WIWE mobil EKG rendszerben már alkalmazást nyert) PF-detektáló eljárás továbbfejlesztett példáján keresztül bemutassa, hogy mennyivel növelhető a specificitás egyéb aritmiák jelenlétében, amennyiben a szívritmuson túlmenően a pitvari aktivitást is figyelembe vesszük.

## **Módszer**

A kifejlesztett PF-detektáló algoritmus egyperces, egycsatornás EKG jelet vár bemenetként, és a végtagi I. elvezetésre lett kalibrálva. A kimenet pedig egy „igen/nem” jellegű döntés a mérés pitvarfibrillációs mivolta felől. A szükséges előfeldolgozási lépéseket (zajsűrés, szív ciklusok detektálása és klasszifikálása) követően a szívritmus elemzésére kerül sor, majd PF-gyanú esetén a pitvari aktivitás vizsgálatával alakul ki a végleges döntés.

A szívritmus analízisa az egymást követő RR távolságokból kirajzolt Poincaré-ábra vizsgálatával valósul meg. Amennyiben a pontok diszperziója ( $d$ ) nem éri el a diszperziós küszöbértéket ( $d_k$ ), akkor az algoritmus alacsonynak minősíti a szívritmus ingadozását, és elveti a PF lehetőségét.

Magas  $d$  érték esetén pedig klaszterelemzéssel dönti el, hogy a Poincaré-ábra pontosságának eloszlása alapján felmerül-e a PF gyanúja.  $d_k$  értéke korábban 0,06 volt, az algoritmus legújabb változatában azonban ez megváltozott. A továbbfejlesztést újabb elemzéseink inspirálták, amelyeket az MIT-BIH Pitvarfibrillációs Adatbázison (több mint 3000 db 1 perces PF jelszakaszon) végeztünk el [8]. Az eredmények azt mutatták, hogy  $d$  alsó határa (átlag  $\pm 2,7 \times$ szórással számolva) 100 ütés/perc átlagos szívfrekvenciáig 0,055, a 101-120 ütés/perc tartományban 0,045, 120 ütés/perc felett pedig 0,037. Ennek megfelelően határozzuk meg  $d_k$  értékét, attól függően, hogy melyik szívfrekvencia-tartományba esik a mérés. A  $d_k$  küszöbérték megválasztását leszámítva a Poincaré-ábrák analízise megegyezik a korábbi közleményünkben leírtakkal [9].

A pitvari aktivitás figyelembevétele az átlagolt többségi ciklus P hullámának vizsgálatával valósult meg, ennek részletei szintén korábbi publikációinkban tekinthetők meg [9], [10]. PF detektálása akkor és csak akkor történik, ha a Poincaré-ábra alapján felmerül a PF gyanúja és P hullám nem található az átlagolt többségi cikluson.

## Eredmények

A PF-detektáló algoritmus hatékonyságának vizsgálata két lépésben történt: kizárólag az RR távolságok elemzésére támaszkodva (V1) és a pitvari aktivitást is figyelembe véve (V2). A tesztelés során nemzetközileg elismert, annotált referencia EKG adatbázisokat használtunk fel, amelyek a PhysioNet weboldalon érhetők el [8]. Minden egyes felvételt 1 perces szegmensekben dolgoztunk fel, a rendelkezésre álló két elvezetés közül a végtagi II. csatorna kiválasztásával.

Az MIT-BIH Pitvarfibrillációs Adatbázis (PFAB) tanulóhalmazként is funkcionált a diszperziós küszöb finomhangolásához, az előző fejezetben már ismertetett módon. A Hosszú Távú PF Adatbázis (HTPFAB) szolgáltatotta a nagy esetszámú PF tesztalmazt, valamint jelentősen hozzájárult a nem PF tesztalmazhoz is (egyéb aritmiákat és normál szinuszritmust egyaránt tartalmazva). Az MIT-BIH Aritmia Adatbázisból (ARRAB) kizárólag a nem PF aritmiás felvételeket választottuk ki, annak érdekében, hogy a jelentős szívritmus-ingadozásokat okozó extraszisztolék PF-detektálásra gyakorolt hatása egyértelműen vizsgálható lehessen. A Normál Szinuszritmus Adatbázis (NSAB) pedig egészséges nem PF esetekkel egészítette ki a tesztalmazt, melyek között gyakran előfordult jelentős ritmusváltozásokkal járó kifejezett szinusz aritmia is. A kapott  $Se$  és  $Sp$  eredményeket az 1. Tábl. foglalja össze, a V1 és V2 verziókra vonatkozóan külön-külön.

1. sz. táblázat

Adatbázis	Nem PF esetek száma	PF esetek száma	V1		V2	
			Se [%]	Sp [%]	Se [%]	Sp [%]
PFAB	3049	3420	98,36	92,23	97,43	98,72
HTPFAB	25185	48039	96,92	90,61	95,61	99,28
ARRAB	1115	0	–	91,57	–	98,48
NSAB	23741	0	–	97,82	–	100

A PFAB adatbázison kapott eredmények jelentős *Sp* növekedést mutatnak a V2 verzió esetében (6,49%), ugyanakkor az *Se* csökkenés 1% alatt van. A HTPFAB adatbázison is az előbbihez hasonló eredmények születtek, 8,67%-os *Sp* növekedéssel és 1,31%-os *Se* csökkenéssel.

Az ARRAB adatbázis két csoportra osztható: a 100-as szériára (amely véletlenszerűen válogatott aritmiás eseteket tartalmaz), illetve a 200-as szériára (amely célzottan válogatott aritmiás esetekből áll). Utóbbi szérián – amelyben az extraszisztolék nagyobb számban fordulnak elő – a V1 és V2 verziók rendre 84,83% és 96,61% *Sp* értékeket produkáltak.

Az NSAB adatbázis normál esetein a V2 változat nem eredményezett egyetlen hibás döntést sem. Az algoritmus V1 verziója ugyanakkor jelentős számú fals pozitív esetet produkált azon az 5 EKG felvételen, amelyekben kifejezett szinusz aritmia fordult elő. Ezekben az esetekben az *Sp* értékek a következőképpen alakultak (növekvő sorrendben): 79,85%, 91,98%, 95,44%, 97,12% és 98,07% (az átlagos *Sp* különbség a V2 változathoz képest 7,5%).

## Következtetések

A PhysioNet EKG adatbázisaiba tartozó több tízezer PF és nem PF eset feldolgozásával kapott eredmények alapján elmondható, hogy a pitvari aktivitás figyelembevétele jelentősen növeli a PF-detektálás specificitását, míg a szenzitivitást alig csökkenti.

Munkánk során kiemelt figyelmet fordítottunk az extraszisztolék PF-detektálásra gyakorolt hatásának vizsgálatára, mivel ezek az aritmiák is jelentős szívritmus-ingadozásokkal járhatnak, ugyanakkor a PF-nél alapvetően enyhébb és gyakoribb ritmuszavarnak tekinthetők. Az ARRAB adatbázison kapott eredmények azt mutatják, hogy gyakori extraszisztolék esetén több mint 10%-os *Sp* növekedés érhető el a pitvari aktivitás figyelembevételével.

Továbbá fontosnak tartottuk kifejezett szinusz aritmiás felvételeken is tesztelni az algoritmust, ugyanis tapasztalataink szerint ilyen téren hiányos az irodalom. A kifejezett szinusz aritmiával azért érdemes foglalkozni ebből a szempontból, mert esetenként a PF-hez hasonló szívritmus-ingadozásokat eredményezhet, ugyanakkor rendellenesség helyett általában inkább az

egészség jelének tekinthető [11]. Vizsgálataink során 7,5%-os *Sp* növekedést tapasztaltunk a pitvari aktivitást is elemző algoritmus esetében.

Eredményeinket összegezve úgy gondoljuk, hogy a pitvari aktivitás figyelembevétele nagyban hozzájárulhat az egyre elterjedtebb mobil EKG rendszerekben alkalmazott automatizált PF-detektáló eljárások fejlődéséhez, növelve a detektálás pontosságát egyéb aritmiás esetekben.

### **Köszönetnyilvánítás**

Köszönet az EFOP-3.6.1-16-2016-00015 projekt anyagi támogatásáért.

### **Hivatkozások**

- [1] C. T. January et al., “2014 AHA/ACC/HRS guideline for the management of patients with atrial fibrillation: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 64, no. 21, pp. e1-e76, 2014.
- [2] N. Larburu et al., “Comparative study of algorithms for atrial fibrillation detection,” in *Computing in Cardiology 2011, Hangzhou, IEEE*, 2011, pp. 265-268.
- [3] X. Zhou et al., “A real-time atrial fibrillation detection algorithm based on the instantaneous state of heart rate,” *PloS one*, vol. 10, no. 9, e0136544, 2015.
- [4] R. Brito et al., “Automatic atrial fibrillation and flutter detection by a handheld ECG recorder, and utility of sequential finger and precordial recordings,” *Journal of electrocardiology*, vol. 51, no. 6, pp. 1135-1140, 2018.
- [5] G. D. Giebel and C. Gissel, “Accuracy of mHealth Devices for Atrial Fibrillation Screening: Systematic Review,” *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 6, e13641, 2019.
- [6] J. L. Selzer et al., “A mobile one-lead ECG device incorporated in a symptom-driven remote arrhythmia monitoring program. The first 5,982 Hartwacht ECGs,” *Netherlands Heart Journal*, vol. 27, no. 1, pp. 38-45, 2019.
- [7] J. M. Bumgarner et al., “Smartwatch algorithm for automated detection of atrial fibrillation,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 71, no. 21, pp. 2381-2388, 2018.
- [8] A. L. Goldberger et al., “Physiobank, physiotookit, and physionet components of a new research resource for complex physiologic signals,” *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215-e220, 2000.
- [9] G. Tuboly et al., “Pitvarfibrilláció detektálása szívritmus és EKG hullámforma alapján,” *Interdiszciplináris Magyar Egészségügy*, vol. 16, no. 6, pp. 46-49, 2017.
- [10] G. Tuboly et al., “Atrial Fibrillation Detection Based on Poincaré Plot and P Wave Analysis,” in *2019 12<sup>th</sup> International Conference on Measurement, Smolenice, IEEE*, 2019, pp. 17-20.
- [11] M. P. Soos and D. McComb. (2019 June 7) Sinus Arrhythmia. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537011/>

# Akadálymentesítő módszerek a tartalomkezelő rendszerekhez

Csontos Balázs<sup>1</sup>, Heckl István<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Pannon Egyetem, Rendszer- és Számítástudományi Tanszék

<sup>1</sup>csontos@dcs.uni-pannon.hu, <sup>2</sup>heckl@dcs.uni-pannon.hu

<sup>1,2</sup>8200 Veszprém, Egyetem utca 10.

**Összefoglaló:** Ez a cikk olyan új módszereket mutat be, amelyek lehetővé teszik a weboldalakban szereplő akadálymentességi problémák azonosítását és javítását a legnépszerűbb tartalomkezelő rendszerekben (Joomla!, Wordpress). Az elsődleges célunk az volt, hogy biztosítani tudjunk minden felhasználói csoport számára egy olyan akadálymentesítő módszert, amelyet a saját informatikai tudásához mérten tud alkalmazni, a kezdő szinttől egészen a haladóig. A három általunk kidolgozott módszer (CSS/SCSS osztály felülírás, MVC-alapú bővítmény felülírás, HTML kimenet felülírás) használata lehetővé teszi, hogy több weboldal tudja teljesíteni a Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) útmutató ajánlásait, ezzel is segítve a webtartalmak minél könnyebb elérését.

## Bevezető

Napjainkban az internet nélkülözhetetlen tényezővé vált az információk és szolgáltatások elérésében. Az emberek itt kommunikálnak, informálódnak a világ eseményeiről, sőt ma már itt intézik a banki és egyéb hivatalos ügyeiket is. Fontos, hogy a fogyatékkal élők se legyenek kizárva a világhálóról. Az internet legfontosabb nemzetközi szabványügyi szervezete, a World Wide Web Consortium, létrehozta a Web Akadálymentesítési Útmutatót (WCAG) [1], amely széleskörű ajánlásokat foglal magában annak érdekében, hogy a webtartalmak minél könnyebben legyenek elérhetőek fogyatékkal élők számára. Az irányelvek követésével a webtartalom használhatóbbá válik a mindennapi felhasználó számára is. A WCAG szabvány az akadálymentességnek három szintjét különbözteti meg. A legalacsonyabb az „A” szint, amelyet mindenképpen be kell tartania egy akadálymentes honlapnak. Eggyel magasabb szintű hozzáférhetőséget határoz meg az „AA” szint, amelynek elérése legtöbbször ajánlott, főleg közérdekű, állami, önkormányzati honlapok esetében. A legszigorúbb az „AAA” szint, amely komoly követelményeket támaszt a honlap készítőivel és üzemeltetőivel szemben. Mivel a magánszektor után egyre több önkormányzati szolgáltatás vált elérhetővé az világhálón, így egyre fontosabbá vált, hogy a weboldalak akadálymentessége minél jobb legyen. Az Európai Unió arra kötelezi

tagállamait, hogy 2021. szeptember 23-a után minden közszférabeli weboldaldnak és mobil alkalmazásnak akadálymentesnek kell lennie [2]. Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy a weboldalaknak eleget kell tenniük a WCAG 2.1-ben szereplő „AA” szintű ajánlásoknak [3].

Jelenleg az interneten található weboldalak több mint 55%-a [4] valamilyen tartalomkezelő rendszeren (CMS) fut, és ez az arány folyamatosan növekszik. Ezek a rendszerek különösen hasznosak, segítségükkel bárki, komolyabb programozási tudás nélkül is létrehozhat weboldalakat, és azokon elhelyezhet különböző multimédiás tartalmakat. Jelenleg a két legnépszerűbb CMS-rendszer a Joomla! és a Wordpress.

A CMS-rendszerek azonban akadálymentesítési szempontból többféle kockázatot is hordoznak magukban. Egyrészt nem nyújtanak megfelelő támogatást a webhelyek akadálymentesítéséhez. Másrészt, a tartalomkezelők alap szolgáltatásai, számos, külső fejlesztők által készített bővítmény segítségével tovább bővíthetők, de ezek akadálymentességi vizsgálata és javítása sokszor nem megoldott. Harmadrészt, mivel sok esetben a tartalmak készítését és szerkesztését kevésbé képzett felhasználók végzik, így sokszor az eredmény nem akadálymentes. Mivel a CMS-rendszerek egy hagyományos HTML oldalhoz képest igen összetettek, valamint a weboldalakat kezelő felhasználók többnyire nem rendelkeznek megfelelő informatikai és akadálymentesítési tudással, ezért a kutatásunk fő motivációja az volt, hogy olyan módszerek dolgozzunk ki, amelyek megkönnyítik a weboldalak akadálymentesítésének folyamatát.

## Akadálymentesítési módszerek

A tartalomkezelő rendszer-alapú weboldalak akadálymentesítésére három eljárást mutatunk be. A módszereket különböző módon csoportosítottuk, amelyek az 1. táblázatban láthatók.

1. táblázat: Javasolt akadálymentesítési módszerek

Módszer neve	Használat típusa	Nehézségi szint	Megkötések
CSS/SCSS osztály felülírás	Tartalom javító	Kezdő	Csak stílusdefinió-alapú problémák javíthatók
HTML kimenet felülírás	Tartalom és forráskód javító	Haladó	Nincs megkötés
MVC-alapú bővítmény felülírás	Forráskód javító	Fejlesztő	Csak MVC-alapú bővítmények javíthatók

A módszerek kidolgozásánál elsődleges szempont az volt, hogy minél szélesebb felhasználói réteg tudja őket alkalmazni az informatikai tudásához mérten, a kezdőtől a haladóig. Továbbá figyelembe vettük, hogy a CMS-

rendszerekbe felvitt tartalmakat, valamint a weboldal szerkezeti elemeket a statikus HTML oldalaktól eltérően külön lehet csak javítani.

A használat típusa szerint háromféle módszert különböztetünk meg:

- **Tartalom javító:** A weboldal szerkesztő felületén felvitt multimédiás tartalmak formázásait javító módszert.
- **Forráskód javító:** A weboldal szerkezeti elemeit (forráskódját) javító módszer.
- **Tartalom és forráskód javító:** A weboldal tartalom és a forráskód javítható módszer is egyszerre.

Szükséges tudás alapján a módszereket négyféle csoportba bonthatjuk:

- **Kezdő:** A módszer használatát olyan felhasználóknak javasoljuk, akik már ismerik a weboldal felépítését, valamint a weboldalakon megjelenő tartalmak formázási lehetőségeit. A használatához alapvető CSS/SCSS, valamint kezdő HTML programozási ismeret szükséges.
- **Haladó:** A módszer használatát olyan felhasználóknak javasoljuk, akik már magabiztosan tudják értelmezni a weboldalakat felépítő forráskódot. A használatához az előző módszerek követelményén túl haladó HTML programozási ismeret szükséges.
- **Fejlesztői:** A módszer használatát kifejezetten a webfejlesztésben jártas felhasználóknak javasoljuk. Az előző módszerek követelményén túl fejlesztői PHP, és CMS-keretrendszer programozási ismeret szükséges.

### ***Hibajavítás CSS/SCSS osztályok felülírásával***

Az első akadálymentesítési módszer a weboldalakban lévő tartalmak formázásainak felülírásán alapul, amelyeket a tartalomkezelő rendszerekben CSS/SCSS stílusdefiníciók írnak le. A módszer lényege, hogy egy megfelelő szabályrendszer kialakításával automatikusan javíthatók a weboldalakban azok a formázások, amelyek nem felelnek meg a WCAG követelményeinek. A megoldás egyik további nagy előnye, hogy ha több weboldal azonos tartalomkezelőn fut, akkor egy már korábban létrehozott javítási szabály egy másik weboldalon is működni fog, köszönhetően a keretrendszer által biztosított azonos struktúrának. A módszer megfelelő alkalmazásához első lépésként ismerni kell a használt CMS-rendszer felépítését és a tartalmak megjelenítésének rendszerét.



A Joomla! tartalomkezelőben a felhasználói felület elrendezését az úgynevezett sablonok határozzák meg. Egy sablon minden esetben egy komponens pozícióból és számos úgynevezett modulpozíciókból áll. A komponens pozícióba a weboldal fő tartalmi része, a modulpozíciókba különféle információs blokkok kerülhetnek. A pozíciók helyét mindig az aktuálisan használt sablon határozza meg. Az adminisztrációban ezekhez a pozíciókhoz különböző tartalmakat lehet hozzárendelni. A Joomla! alapsablonja egy fix elrendezésű sablon, amely azt jelenti, hogy az elrendezés kötött, és csak PHP programozásban jártas felhasználók tudják az alapértelmezett struktúrát módosítani. A kötött elrendezésű sablonok mellett van lehetőség dinamikus elrendezésű sablonok használatára is. Ez azt jelenti, hogy az ilyen sablonok esetén nincsen kész, előre fixált struktúra. A felhasználók szabadon definiálhatnak úgynevezett konténereket, amelyekben tetszőleges számú új pozíciót hozhatnak létre az információk megjelenítéséhez. A Joomla!-ban az ilyen dinamikus és rezponzív elrendezésű sablonok egyik népszerű keretrendszere a Rockettheme által fejlesztett Gantry [5] sablon keretrendszer. A Gantry keretrendszer használatakor a létrehozott konténereknek egyedi nevet adhatunk, amelyekhez különböző információk megjelenítését társíthatjuk bővítmények hozzárendelésével. A keretrendszer használatakor az alkonténerekben szereplő pozíciókban megjelenő információ egy g-content gyermek osztályon belül fog megjelenni. Mivel az összes konténer egyedi azonosítóval rendelkezik, így egyértelműen felírható egy formázási szabály az itt megjelenő tartalomra.

Ezek az úgynevezett javító formázási szabályok felülírják az eredeti formázásokat, így akadálymentessé válik a weboldal. A felülírást az biztosítja, hogy a CSS szabályok kiértékelési sorrenddel rendelkeznek, és konténerre definiált formázási megkötés nagyobb prioritású, mint a felhasználói formázás.

### ***Hibajavítás MVC-alapú bővítmény felülírással***

A második akadálymentesítési módszer a tartalomkezelő rendszer alapú weboldalak struktúrájában fennálló problémák javítására szolgál. A CMS-rendszerek moduláris felépítésűek. Ez azt jelenti, hogy az alaprendszer szolgáltatásai további bővítmények telepítésével bővíthetők, így a felhasználók könnyedén integrálhatnak például webáruház, fórum vagy képgaléria funkciókat a meglévő weboldalaikba. Gond akkor jelentkezik, ha egy fejlesztő úgy készíti el egy bővítményt, hogy nem veszi figyelembe a WCAG követelményeit.

A javasolt módszer alapját a tartalomkezelő rendszerek keretrendszerében levő Modell-nézet-vezérlő (MVC) szoftvertervezési minta adja. Az MVC használata esetén az adatok kezelése (modell), valamint a felhasználói felület (nézet) szétválasztásra kerül, így nem befolyásolják egymást működését. Ha az egyes bővítményekhez új megjelenést definiálunk, akkor az eredeti fejlesztő által alkalmazott formázás felülírásra kerül, így akadálymentes lesz a weboldal.

A javítást úgy célszerű elvégezni, hogy egy online ellenőrző (pl. WAVE [6]) segítségével megvizsgáljuk az adott weboldalt, majd egy hibára kattintva lekérjük az adott rész forráskódját. Ennek segítségével azonosítani tudjuk, hogy melyik bővítmény az, amely akadálymentességi szempontból nem megfelelő formázást használ. Az azonosítást követően a hibás bővítmény nézetéből létre kell hozni egy másolatot, majd azt a megfelelő helyre kell bemásolni. Ezt követően az újonnan létrehozott fájlokban kell javítani a forráskódot a WAVE javaslatait követve. Miután elvégeztük a szükséges javításokat, futtassuk le újra az online ellenőrzőt és azonosítsuk a következő problémát. A javítási folyamatot addig kell ismételni, amíg az oldal hibamentessé nem válik.

### ***Hibajavítás HTML kimenet felülírással***

A harmadik akadálymentesítési módszer a HTML kimenet felülírásán alapul, amely segítségével mind tartalmi, mind pedig weboldal szerkezeti problémákat is lehet javítani. A tartalomkezelő rendszerekben, amikor a felhasználó egy PHP-ban megírt oldalt akar elérni, akkor a kiszolgáló először feldolgozza a PHP utasításokat és csak a kész (HTML) kimenetet küldi el a böngészőnek. Ha ezt a kimenetet valós időben felül tudjuk írni, akkor gyakorlatilag bármilyen akadálymentesítési probléma orvosolható.

A tartalomkezelő rendszerekhez számos HTML kód felülíró bővítmény érhető el. A Joomla! esetén az egyik legnépszerűbb a Regular Labs által fejlesztett ReReplacer [7], míg Wordpress esetén a Marios Alexandrou által fejlesztett Real-Time Find and Replace [8] plugin. A bővítmény használatára egy tipikus példa, amikor a felhasználók e-mail-címeket publikálnak védelem nélkül, így azok egy az egyben szerepelnek a weboldal forráskódjában. Ezeket a címeket ártó scriptek összegyűjthetik. Ennek megakadályozására a ReReplacer-ben létrehozhatunk olyan felülírási szabályt, amely detektálja a felvitt az e-mail-címeket és átírja azokat olyan egyedi formátumúvá, amely jelentősen megnehezíti, hogy a címek illetéktelen kezekbe kerülhessenek.

A HTML felülírásán alapuló akadálymentesítés kezdőlépése, hogy a hibás HTML formázásokat egy online ellenőrző eszköz (pl. WAVE) segítségével

detektáljuk. Ha a hibás és a javított forráskód párokból felülírási szabályokat definiálunk egy HTML kód felülíró bővítményben, akkor az képes lesz arra, hogy a szabályok alapján kicserélje a hibás forráskódot a javítottra, így akadálymentessé tegye a weboldalt.

## **Összefoglalás**

Bemutatásra került három olyan módszer, amelyek használatával egyszerűbbé válhat a tartalomkezelő rendszer alapú weboldalak akadálymentesítése. A CSS/SCSS osztály felülírási módszerével stílusdefiníció-alapú problémák javítását lehet elvégezni, amelynek használatát alapvető CSS/SCSS és HTML programozási ismerettel rendelkező felhasználók számára javasoljuk. A HTML kimenet felülírási módszerével bármilyen akadálymentesítési hibajavítás elvégezhető, de ehhez haladó HTML, CSS/SCSS ismeretek szükségesek. Az MVC-alapú bővítmény felülírási módszerével az MVC-alapú bővítmények akadálymentesítési javítását lehet elvégezni, amelynek használatát kifejezetten webfejlesztésben jártas felhasználóknak javasoljuk. Az ismertetett módszerek használata lehetővé teszi, hogy több weboldal tudja teljesíteni a WCAG útmutató ajánlásait, ezzel is segítve a webes tartalmak akadálymentes elérését.

## **Köszönetnyilvánítás**

Köszönet az EFOP-3.6.1-16-2016-00015 projekt anyagi támogatásáért.

## **Hivatkozások**

- [1] W3C, “Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) Overview.” [Online]. Elérhető: <https://www.w3.org/WAI/standards-guidelines/wcag/> [2019. 10. 07.]
- [2] European Union, “DIRECTIVE (EU) 2016/2102 OF THE EUROPEAN PARLIAMENT AND OF THE COUNCIL of 26 October 2016 on the accessibility of the websites and mobile applications of public sector bodies,” Off. J. Eur. Union, 2016
- [3] ETSI, “EN 301 549 (V2.1.2): Accessibility requirements for ICT products and services,” 2018. [Online]. Elérhető: [https://www.etsi.org/deliver/etsi\\_en/301500\\_301599/301549/02.01.02\\_60/en\\_301549v020102p.pdf](https://www.etsi.org/deliver/etsi_en/301500_301599/301549/02.01.02_60/en_301549v020102p.pdf) [2019.10.07]
- [4] W3Techs, “Usage of content management systems.” [Online]. Elérhető: [https://w3techs.com/technologies/overview/content\\_management/all](https://w3techs.com/technologies/overview/content_management/all) [2019.10.07]
- [5] Rockettheme LLC, “Gantry Framework.” [Online]. Elérhető: <http://gantry.org> [2019.10.07]
- [6] WebAIM, “WAVE: web accessibility evaluation tool.” [Online]. Elérhető: <http://wave.webaim.org> [2019.10.07]
- [7] P. van Westen, “ReReplacer.” [Online]. Elérhető: <https://www.regularlabs.com/extensions/rereplacer> [2019.10.07]
- [8] M. Alexandrou, “Real-Time Find and Replace.” [Online]. Elérhető: <https://wordpress.org/plugins/real-time-find-and-replace/> [2019.10.07]

# **Egészségügyi rendszer változásdinamikájának elemzése 10 éves időszak stabil anginás betegútjai alapján**

Vassy Zsolt<sup>1</sup>, Vassányi István<sup>1</sup>, Kósa István<sup>1,2</sup>  
zsolt.vassy@gmail.com

<sup>1</sup> Pannon Egyetem, Egészségügyi Informatikai Kutató-Fejlesztő Központ,  
8200 Veszprém Egyetem utca 10.

<sup>2</sup>SZTE ÁOK, Orvosi Rehabilitáció és Fizikális Medicina Tanszék,  
6720 Szeged, Korányi Fásor 8-10

**Összefoglaló:** Az egészségügyi rendszer, mint komplex rendszer rendelkezik egyfajta önszerveződéssel. Ez az önszerveződés ad választ a külső befolyásokra is mint például az egészségügyi rendszer fejlesztése. Az iszkémiás szívbetegekkel kapcsolatos ellátási rendszerben az elmúlt években több ilyen külső hatás érvényesült. Egy a hálózat kutatás genetikai irányából érkezett módszertannal lehetőségünk adódott a változásokra adott választ akár intézményi szinten (mikroszkopikus skálán) akár rendszer szinten (makroszkopikus skálán) vizsgálni. Az eddigi eredmények alapján a módszertan segítségével jól nyomon követhető az adaptációs folyamat helyzete és jól jósolható a további lefutása.

## **Bevezető**

Az egészségügyi ellátó rendszer a maga összetettségében nehezen elemezhető. Kutató csoportunk rendelkezésére álló iszkémiás szívbetegekkel kapcsolatos ellátási események finanszírozási adataiból felépülő adatsor lehetővé teszi, hogy egy kellően kiterjedt (a 2003 és 2013 közötti 10 éves időszakhoz 1,256,664 beteg adatai társulnak) egészségügyi alrendszer viselkedéséből következtethessünk a teljes egészségügyi ellátó rendszer struktúrájára, viselkedésére, külső hatásokhoz való alkalmazkodására.

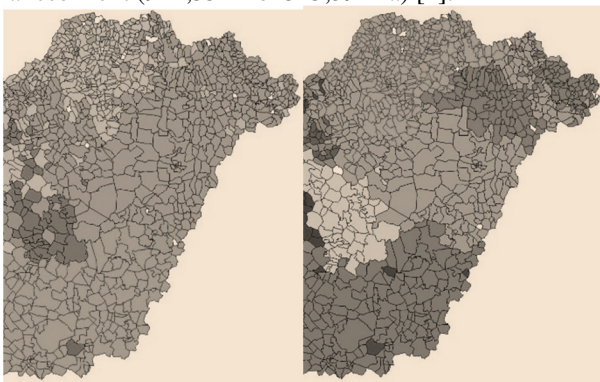
A komplex rendszerek több komponensből álló hálózatok, amelyek kölcsönhatásba lépnek egymással, jellemzően ez a kölcsönhatás nem lineáris. Az ilyen rendszerek kialakulása és fejlődése történhet önszerveződés útján, oly módon, hogy ezek a rendszerek nem válnak teljesen szabályossá, sem teljesen véletlenszerűvé [1].

Komplex rendszerként leírható az emberi agy, a társadalom, a gazdaság és az egészségügyi ellátó rendszer is. Komplex rendszerek esetében a rendszer felépítését és dinamikáját, a térbeli és időbeli skálák nagyságrendjei közötti változást vagy éppen változtatlanyságot (skálafüggetlenség) szokták vizsgálni.

Szervezési szabályokat keresnek a komplex rendszerekben, amelyek megfejtése segíti a rendszer megértését.

Komplex rendszereket hálózattudomány segítségével is lehet tanulmányozni. A hálózattudomány releváns területei: Struktúra meghatározása (élek predikciója, zaj mérés), Perturbációk számítása, Hálózat dinamika és evolúció vizsgálata, Komplex rendszerek szabályozása, Hálózatok memóriájának vagy tehetetlenségének vizsgálata.

Az általunk vizsgált időszakban az iszkémiás szívbetegségekhez kapcsolódó ellátórendszert fejlesztették, korábbi munkánkban megállapítottuk, hogy a terciális ellátóhelyek száma 10-ről 18-ra nőtt és ez a 80%-os ellátóhely növekmény jelentős változásokat hozott az ellátóhelyekhez tartozó populációban, az átlagos ellátott lakosság-szám több, mint 40%-kal csökkent (911,552 -ről 545,392-ra) [2].



1. Ábra: Bal oldalon a 2003- 2008 közötti időszak terciális ellátóhelyei észak-kelet Magyarországon, jobb oldalon ugyanezen terület terciális ellátóhelyei 2008 – 2013 között. A bal oldali ábrán nem látható a nyíregyházi Jósa András terciális ellátóhely mert 2006-ban kezdte meg működését.

Az egyik jelentős változás az volt, hogy a debreceni Egyetemi Kórház, mint terciális ellátóhely ellátási területének egy részét átvette a nyíregyházi Jósa András kórház, mint újonnan alakult terciális ellátási hely (1. ábra). Akárcsak korábban a klasszikus hálózattudományi eszközöket [4], most is ezen a területen próbáltuk ki először a predikciós eljárást.

Korábban klasszikus hálózatelemzői módszertannal vizsgáltuk a folyamathoz való adaptációt, mint az átlag fokszám változásának vizsgálata vagy az egy nódusra jutó átlagos modul szám [3]. Ebben a tanulmányban a folyamat lefutásának előrejelzésére alkalmaztunk egy a genetikából ismert predikciós eljárást.

## Módszer

A korábbi kutatásainkban [2,3] megszokott módon osztályoztuk az ellátási szinteket:

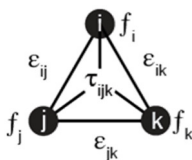
1. Elsődleges vagy primer centrumok, ahol terheléses EKG-t végeznek
2. Másodlagos vagy szekunder centrumok, ahol terheléses non invazív vizsgálatokat végeznek
3. Harmadlagos vagy terciér centrumok, amelyek elektív invazív vizsgálatokat végeznek

Az elemzéshez szervezeti hálózatot építettünk az ellátóhelyekből, ahol a hálózat pontjai vagy nódusai a különböző ellátóhelyek, az éleket pedig az ellátóhelyek közötti betegutak határozzák meg.

A módszert a biológiából, azon belül is a genetikából vettük kölcsön, alapja a Triple Mutant Synthetic Genetic Array (SGA) analízis [5]. Ez a hármas mutáns genetikai eljárás a hármas gén kölcsönhatások előrejelzésére szolgál. Az analógia onnan adódik, hogy a hármas gén kölcsönhatást is egy három nódusból álló részgráf modellezi, és hasonló részgráfok sorozatát adja az ellátási rendszer általunk alkalmazott kategorizálása is, ahol a terciális ellátóhelyhez tartozást alapvetően a primer centrum határozza meg. Tehát egy új ellátóhelyhez való adaptációnak is a primer centrumból kell megindulnia.

Az SGA analízishez egy kvantitatív pontozási rendszer tartozik, ha van egy három nódusból álló algráfunk:

- $f$  fitness függvény
- $\epsilon_{ij}$  két nódus kölcsönhatását leíró érték
- $\tau_{ijk}$  három nódus kölcsönhatását leíró érték



$$\epsilon_{ij} = f_{ij} - f_i f_j$$

$$\tau_{ijk} = f_{ijk} - (f_i f_j f_k) - \epsilon_{ij} f_k - \epsilon_{ik} f_j - \epsilon_{jk} f_i$$

2. Ábra Az SGA analízis részgráfja és függvényei

Az SGA analízis során a számított értékek alapján jelezhető előre a három-gén kölcsönhatások valószínűsége.

A mi adatsorunknál a fitness függvények megválasztása a kritikus pontja a vizsgálatnak. A genetikában a fitness függvény az adott mutáció reprodukciós kilátásait írja le. A mi hálózatunknál a fitness értéket egy

egészségügyi intézményhez rendeljük, illetve egészségügyi intézmények közötti kölcsönhatások leírására használtuk (az adott kapcsolat életképességére, tartósságára reflektál). Ezért a következő módon használtuk:

- $i$  intézmény primer,  $j$  szekunder,  $k$  tercier ellátóhelynek feleltethető meg
- $f_i$  –  $i$  intézmény fitness értéke megfelel az adott időszakra vett kihasználtság változásának (ha az időszakban csökkent a kihasználtság, csökken az  $f_i$  is)
- $f_{ij}$  –  $i$  intézményből  $j$  intézménybe irányuló betegutak száma normálva az  $i$  intézmény más irányú útjaival.
- $f_{ijk}$  –  $i$ ,  $j$  és  $k$  intézmény közötti kapcsolat fitness értéke, vagyis azon betegutak aránya, amelyek  $i$  primer centrumból  $j$  szekunder centrumon keresztül  $k$  tercier centrumba áramoltak, normálva az összes  $i$ -ből induló és tercier intézményben véget érő betegúttal

Az így kapott fitness értékekkel számolva számolhatunk egy értéket minden primer, szekunder, tercier ellátóhely hármásra, ami arányos azzal, hogy milyen valószínűséggel tartozik egy primer centrum egy tercierhez.

Az érték adott régióra vett 180 napos csúszó-ablakos számításával és a csúszó-ablak 30 napos léptetésével képet kapunk a változás dinamikájáról és várható lefolyásáról.

Az így számított érték változásait az észak-kelet magyarországi régió érintett 118 körzetében vizsgáltuk. Az új ellátóhelyhez való átállást 7 éves periódusban (2006 – 2013) tanulmányoztuk erre az időszakra egy 123 pontból (szekunder és tercier ellátóhelyekkel együtt) és 26,413 élből álló hálózatunk keletkezett.

## Eredmények

A vizsgált időszakban az érintett 118 primer ellátóhelyből 76 körzet került át oly mértékben a nyíregyházi Jósa András kórház ellátása alá, hogy az utolsó csúszó-ablakos időszakra véve ez az intézmény domináljon, mint terciális centrum.

Annak ellenére, hogy a legtriviálisabban értelmezett fitness függvényekkel dolgoztunk, a módszer nagy hatékonysággal jelezte előre a változás bekövetkeztét (1. Táblázat).

1. Táblázat A nyíregyházi Jósa András kórházhoz, mint tercier centrumhoz való tartozás előrejelzésének pontossága éves bontásban, év közepi predikcióval.

Év	Év közepén elért intézményhez tartozás	Év közepén előre jelzett intézményhez tartozás	Év végén elért intézményhez tartozás	Pontosság
2006	0	0	0	-
2007	7	11	13	84.61 %
2008	17	27	35	77.14%
2009	42	47	49	95.91 %
2010	49	57	57	100.0 %
2011	62	69	67	89.85 %
2012	71	79	76	96.2 %

### Következtetés

A biológia irányából érkező metodológiák jól használhatók szervezeti hálózatokon is.

Ez a vizsgálat még nem ért véget, de máris látható, hogy az alapértelmezett fitness függvény is pontosan képes jelezni a szervezeti átalakulás folyamatát.

A továbbiakban a fitness függvény számításába bevonnánk a szomszédos körzet tercier centrumhoz tartozását, ezáltal a hálózatunk topológiájában megjelenne az országos ellátórendszer földrajzi szerkezete is, ami minden bizonnyal befolyásolja az ellátóhely változásokhoz való alkalmazkodást.

### Köszönetnyilvánítás

A cikkben bemutatott munkát a Széchenyi 2020 program EFOP-3.6.1-16-2016-00015 számú projektje támogatta.

### Hivatkozások

- [1] Sayama, Hiroki. (2015). Introduction to the Modeling and Analysis of Complex Systems.
- [2] Zsolt Vassy, István Vassányi, István Kósa. Changes in the spatial distribution of dominant IHD care providers over a 10 year period in Hungary, XXIX Neumann Kollokvium, 2016
- [3] Vassy Zsolt, Vassányi István, Kósa István Új ellátóhelyek hatása az ellátórendszerre A XXXI. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa, 2018
- [4] Zsolt Vassy, István Vassányi, István Kósa How new tertiary cardiac centers influence care provider network. XXX Neumann Kollokvium, 2017
- [5] Kuzmin, Elena et al. "Systematic analysis of complex genetic interactions." Science (New York, N.Y.) vol. 360,6386 (2018): eao1729. doi:10.1126/science.aao1729.



## A várható élettartam várható növekedése

Dr. Surján György

Semmelweis Egyetem Digitális Egészségtudományi Intézet,

gyorgy.surjan@gmail.com

Budapest

**Összefoglaló:** Az előadás a várható élettartam növekedését vizsgálja 1958 és 2017 között, tíz éves periódusokban, a Kaplan-Meier görbék összehasonlításával. Az adatokat összevetjük Csehország hasonló adataival. Az elemzés megmutatja, hogy bár a várható élettartam egészében szinte folyamatosan nőtt, ez egyes időszakokra és nemekre illetve korosztályokra vizsgálva eltérő képet mutat. Egy adott korhoz tartozó várható élettartam növekedhet akkor is, ha a következő egy év túlélési valószínűsége csökken. A további növekedés tartalékai nem a maximális élethossz növekedésében, hanem a 60-70 éves férfiak halálózási javulásában rejlenek.

### Bevezető

Közismert tény, hogy az emberiség születéskor várható élettartama globális növekedést mutat. Ez a növekedés régóta folyamatosan fennáll, s hosszabb idősorokat vizsgálva lényegében töretlen lineáris trendet mutat. Nyilvánvalóan mindenkiben fölmerül, hogy ez a tendencia nem maradhat fenn örökké, hiszen az emberi életnek bizonyára van végső határa. Ennek alapján már több kutató megkísérelte megjósolni a várható élettartam lehetséges maximumát. Meglepő módon azonban a valóság minden eddigi jóslatra rácáfolt, és mindez ideig a folyamat töretlenül tart [1].

Ebben a tanulmányban nem teszünk újabb kísérletet a növekedési tendencia végének megbecsülésére, ehelyett azt vizsgáljuk, hogy az utóbbi 60 évben mik voltak a növekedés tényezői, illetve vannak-e, és hol még kiaknázatlan tartalékok.

### Adatok, módszerek

A számítások alapját a mortality.org [2] webhelyen található halálózási táblázatok képezik, amelyek Magyarországra vonatkozóan 1950 óta évenként tartalmazzák a 0-110 éves korra vonatkozó várható élettartamot, az adott életkorhoz tartozó egy éves túlélési valószínűséget, ill. az adott életkorig tartó túlélési valószínűséget. Ezek alapján 1958 és 2017 között tíz évenként, megrajzoltuk a Kaplan-Meier féle túlélési görbéket (KM), nemenként és az összlakosságra vonatkozóan is. A teljes időszak, illetve a köztes hat dekád elejének és végének megfelelő KM görbéket egy-egy ábrára tettük. A várható élettartamot a KM görbe alatti területként (a KM függvény határozott

integráljaként) definiáljuk. (Bár ez a definíció egyetemes, az alkalmazott közelítő számítások eltérései miatt az általunk így kapott érték nem okvetlenül egyezik számszerűen más publikált adatokkal.) [3]

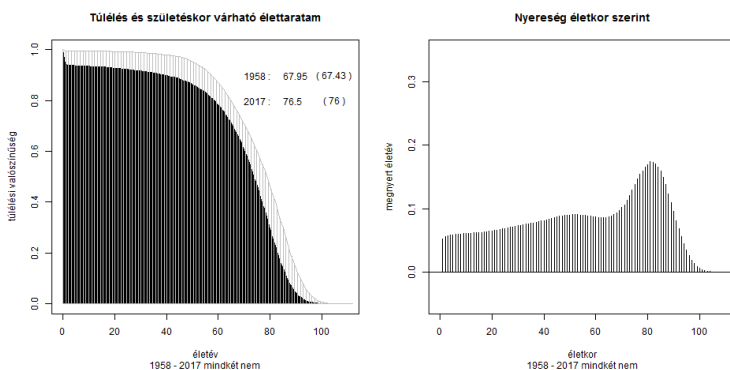
A két időszakot összehasonlító KM görbe által lefedett terület különbsége reprezentálja a várható élettartam változását. Ennek a megközelítésnek az előnye az, hogy a változás korévre bontva is vizsgálható. A várható élettartam időszak eleji és végi értékének különbségét korévenként számítva megkapjuk, hogy az időszak alatt bekövetkezett változás mely életkorhoz tartozó túlélési valószínűség változásával milyen mértékben magyarázható. A korévenkénti nyereséget külön ábrákon is bemutatjuk.

A kapott magyarországi adatokat összehasonlítottuk az azonos időszakokra vonatkozó csehországi adatokkal.

## Eredmények

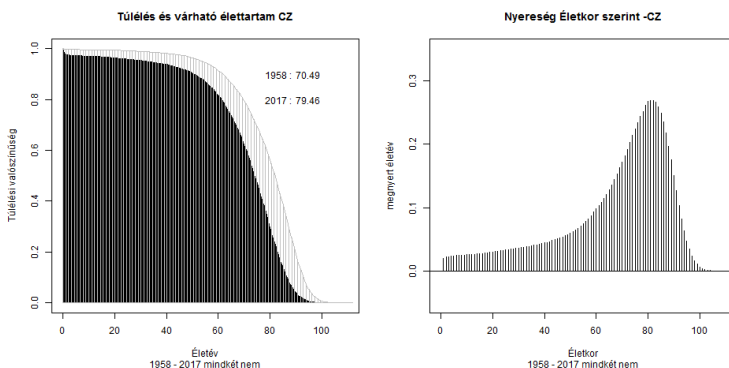
### *Változások a teljes időszakban – mindkét nemben*

Elsőként a teljes időszak kezdetét és végét összehasonlító, mindkét nemre vonatkozó túlélési görbét mutatjuk.



1 ábra

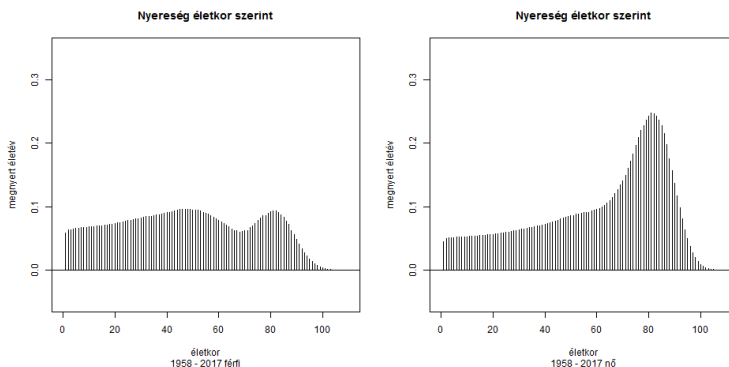
Az 1. ábra bal grafikonján a sötét terület az 1958-as túlélési görbét mutatja, a csak csíkozott terület pedig a 2017 év görbéjét. Az 1958-as görbe még magas újszülött- és csecsemőhalálozás miatt meredeken lefelé indul, ez a 2017-es görbén már nem mutatkozik. A jobb oldali ábra a két görbe különbségét rajzolja ki. Ezen azt látjuk, hogy a túlélési valószínűség gyakorlatilag minden életkorban nőtt, leginkább a 80. év utáni néhány esztendőben. Egy kisebb lokális maximum viszont az 50 éves kor környékén mutatkozik.



2. ábra

### Magyar-cseh összehasonlítás

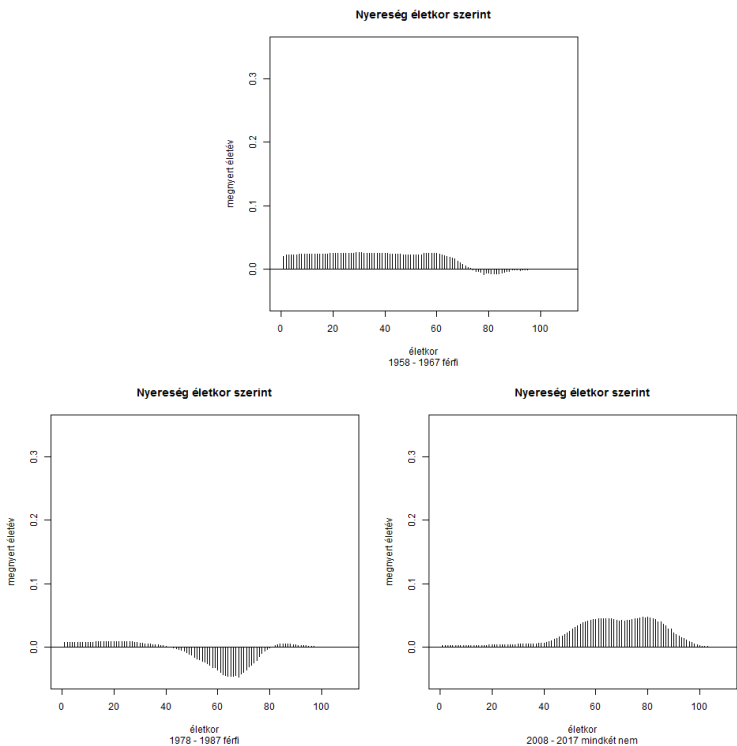
Az azonos időszakra vonatkozó csehországi adatok esetében azt látjuk, hogy a különbségi görbe egyetlen maximummal rendelkezik 80 év fölött. A teljes időszakra vonatkozó nyereség lényegesen nem különbözik (Magyar: 8,55 év, cseh:8,97)



3. ábra

### Nemenkénti különbségek

A 3. ábrán a férfiak és nők különbségi görbéjét hasonlítottuk össze a teljes vizsgált időszakra. Az 1. ábrán látott kétszcúszú mintázat csak a férfiak görbéjén figyelhető meg, a nők görbéjén egyetlen lokális maximum látható.



4. ábra

### ***Az egyes időszakok összehasonlítása***

Terjedelmi okok miatt az időszaki összehasonlítást csak a férfiak esetében mutatjuk be, és csak a külön figyelmet érdemlő időszakokra. A 4. ábrán az 1958-67, az 1978-87 és a 2008-2017-es dekádok adatai láthatók. Az 58-67-es dekádban csak jelzetten és csak a 80-as életkorban jelentkeznek negatív értékek, a 78-87-es időszakban viszont ez már 40 év fölött elkezdődik, majd a 60-70-es korévekben markáns negatív értékek mutatkoznak. A 2008-17-es dekádban már nincsenek negatív értékek, és ugyanabban a korosztályban kifejezett javulás látható. Felhívjuk az figyelmet azonban arra, hogy ez a görbe – a jelzetten is, de kétséscsú mintázatot mutat.

## Következtetések

A születéskor várható élettartam Magyarországon minden vizsgált időszakban összességében növekedett, de ez a különböző nemek és életkorok halandósági adataiban eltérő módon mutatkozik. Az időszak első részében a csecsemőhalandóság lényeges javulása magyarázza a változást, a későbbi évtizedekben pedig elsősorban a munkaképes kor második felére, illetve a „korai nyugdíjas” idősakra eső korosztályok túlélési valószínűségének javulása. Mindeközben a maximális élettartam nem, vagy alig változik.

A különbségi görbék alakulása a vizsgált időszak eleji és végi KM görbék adott életkorhoz tartozó meredekségével (a KM görbe deriváltjával) függ össze. Amennyiben a különbségi görbe egy életkori szakaszban monoton csökken, akkor adott életkorban pozitív, akkor az időszak végi KM görbe meredekebb, mind az időszak eleji – vagyis a görbék konvergálnak. Ez a jelenség természetes a nagyon magas életkorban, hiszen előbb utóbb a két görbének a 0 értéken biztosan találkozniuk kell. A KM görbe adott életkorhoz tartozó meredeksége azzal függ össze, hogy mekkora a következő egy év túlélésének a valószínűsége. Ha a különbségi görbe monoton csökkenését nem a lehetséges élettartam végén, hanem korábban észleljük, akkor ez azt jelenti, hogy abban az életkori szakaszban a vizsgált időszak végén a KM görbe meredekebb, mint az időszak elején, vagyis a következő egy év túlélésének valószínűsége romlott! Ez annak ellenére állhat fenn, hogy egyébként az adott életkorban még várható élettartam javulást mutat. A bemutatott kétcsúcú különbségi görbéken pont ez a jelenség figyelhető meg. További vizsgálatok szükségesek azonban annak tisztázására, hogy mi áll ennek a jelenségnek a hátterében. Ez a helyzet azonban biztosan további „tartalékokat” rejt magában, ezért a várható élettartam további növekedése várható. Ehhez elsősorban az idősebb munkaképes korú illetve fiatal nyugdíjas férfiak (60-70 év) egészségvédelmére kell fokozottan koncentrálni.

## Hivatkozások

- [1] Oeppen, Jim, Vaupel James W. "Broken limits to life expectancy." *Science* 296:5570
- [2] *Human Mortality Database*. University of California, Berkeley (USA), and Max Planck Institute for Demographic Research (Germany). Available at [www.mortality.org](http://www.mortality.org) or [www.humanmortality.de](http://www.humanmortality.de) (data downloaded on [date]).
- [3] Wilmoth JR, Andreev K, Jdanov D, Glej DA, Boe C, Bubenheim M, Philipov D, Shkolnikov V, Vachon P. Methods protocol for the human mortality database. University of California, Berkeley, and Max Planck Institute for Demographic Research, Rostock. URL: <http://mortality.org> [version 31/05/2007]. 2007 May 31;9:10-1.

# Rehabilitációs játék készítése tabletre

Bodor Barbara<sup>1</sup>, Szabó Patrícia<sup>2</sup>, Mogánné Tölgyesy Szilvia<sup>3</sup>,  
Sikné Lányi Cecília<sup>4</sup>

<sup>1,2,4</sup>Pannon Egyetem, Villamosmérnöki és Információs Rendszerek Tanszék,

<sup>1</sup>bodorbarbi92@gmail.com, <sup>2</sup>szabo.patricia1996@gmail.com,

<sup>4</sup>lanyi@almos.uni-pannon.hu

8200 Veszprém Egyetem u. 10.

<sup>3</sup>Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet, Központi Ergoterápia,

Sz.tolgyesy@rehabint.hu

1121 Budapest, Szanatórium utca.

**Összefoglaló:** Az előadásban bemutatjuk egy olyan rehabilitációs játék fejlesztését, ami elsősorban a kéz finommotorikus mozgását, a szem-kéz koordinációt hivatott fejleszteni. Játékunkat az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet Ergoterápia Osztálya számára terveztük. A játék Android operációs rendszer alatt fut.

## Bevezető

Egy olyan Android-alapú játék elkészítése volt a célunk, amely a "serious game" műfajába tartozik. A műfaj ismérve, hogy a fő cél nemcsak a szórakoztatás, hanem a képességfejlesztés, tanulás, egészségügyi, társadalmi, illetve környezetvédelmi stb. sikerek elérése. Pontosabban megfogalmazva célunk, olyan fejlesztési feladatok létrehozása volt, amik a kéz finommotorikus mozgását fejlesztik játékosan, szórakoztatva.

A stroke miatt szenvedő betegek száma nagyon magas, és ez a szám folyamatosan nő [1]. Az agyvérzésben szenvedett rehabilitációra szoruló betegek körében gyakori, hogy a mindennapi tevékenységek is nehézséget okoznak. Az Országos Orvosi Rehabilitációs Intézet munkatársainak ötleteivel, egy olyan alkalmazás létrehozása volt a célunk, amely a mindennapi tevékenységek elvégzésben, illetve a rehabilitációban segíti a betegeket, különböző feladatok megoldása által, mindemellett szórakoztató a játékos megoldásoknak köszönhetően. A játékot felnőtt, baleset vagy agyvérzés miatt rehabilitációra szoruló páciensek fogják használni a jövőben.

A játék Java programozási nyelven, az Android Studio használatával készítettük.

Természetesen világszerte rengeteg más módszer és más alkalmazás is van, amely segít a betegeknek a kéz finommotorikus mozgását fejleszteni [2-4]. A Pannon Egyetemen is sok a „serious game” műfajába tartozó alkalmazás készült, az elmúlt évtizedben [5-7].

## Módszer

A fejlesztési folyamat, illetve az elkészített játékok fő funkciói kerülnek itt bemutatásra egy friss publikációnk alapján [8].

### *Fejlesztési folyamat*

A fejlesztési folyamat, illetve a feladatok meghatározásához készítettünk egy iterációs, 5 lépésből álló és egy ütemezési tervet.

#### 1. iteráció:

*Menürendszer létrehozása és Design létrehozása:*

Mint minden applikáció esetében, a mi esetünkben is elengedhetetlen egy menürendszer létrehozása. Amely esetén a cél, hogy minél kreatívabb, minél figyelemfelkeltőbb, minél egyedibb legyen.

*Szelektív ujjmozgást segítő játék létrehozása:*

A cél egy olyan játék létrehozása melynek lényege, hogy a páciens mind a négy ujját külön használva (szelektíven) valósítson meg feladatokat. A mi esettünkben ez azt jelenti, hogy a felhasználó az ujjait felváltva használva érintse meg a kijelzőt. Lényeges, a figyelemfelkeltés, illetve a gyakorlás érdekében, hogy az ujjak lenyomásának sorrendje véletlenszerű legyen.

*Reflex/ujj gyorsaságát segítő játék létrehozása:*

A cél egy olyan játék létrehozása, amely a reflexet, az ujj mozgásának gyorsaságát segíti.

#### 2. iteráció:

*Ujj mozgását segítő játék létrehozása:*

A cél egy olyan játék létrehozása, amely a pontosságot, az ujj precíz mozgását segíti elő, illetve fejleszti.

*Memória játék:*

A legtöbb mozgásszervi zavarokkal küzdő páciens esetében gyakori a memória veszteség is. Ezért bónusz játékként a cél egy olyan játék létrehozása, amely a bevásárlást imitálja.

#### 3. iteráció:

*Mindegyik játékhoz időszámláló és/vagy pontszámláló hozzáadása:*

Annak érdekében, hogy a játékban kihívás legyen, illetve, hogy ne legyen unalmas, mindenképpen kell bele idő és/vagy pontszámlálót raknunk.

*Legjobb eredmény mentése:*

Ez a funkció azért fontos, hogy a pácienseknek legyen motivációjuk. Programozás szempontjából megoldandó, hogy az alkalmazás újbóli indítás esetén is megőrizze az adatokat.

#### 4. iteráció:

*Mindegyik játékhoz különböző nehézségű szintek létrehozása:*

Cél, mindegyik feladathoz különböző nehézségű szinteket létrehozni. Így a páciensek folyamatosan tudnak fejlődni, illetve ezáltal nagyobb lesz azon páciensek köre, akik tudják használni.

*Játék befejezése:*

Egyéb időközben felmerülő programozási feladatok megvalósítása.

5. iteráció:

*Tesztelés és a tesztelés alapján előforduló hibák javítása*

Minden program/alkalmazás esetén az egyik legfontosabb feladat.

### ***A játék funkciói***

Mind a menürendszer, mind a design kidolgozásra került. Az alkalmazásunkhoz létrehoztunk egy ikont, amire kattintva betölti a játékunkat. Az alkalmazás indítását követően, látható a játék üdvözlő képernyője, amin az alkalmazás neve és egy indítás gomb található. Az indítás után megjelenik a menürendszer, amelyen a játékunk négy funkciója található:

- Zongorázás
- Bogár hessegetés
- Írás
- Bónusz játék: Bevásárlólista

#### *Szelektív ujjmozgást segítő játék (Zongorázás)*

A játékban három távolság közül lehet választani, ami a zongora billentyűinek távolságát jelenti. A távolság kiválasztása után elkezdődik a játék. A feladat ebben a játékban, hogy a játékos a zongora billentyűit, a számozásnak megfelelő sorrendben lenyomja és lenyomva is tartsa addig, míg mind a négy billentyű lenyomásra nem került. Mind a négy billentyű helyes lenyomását követően a játékos felemeli az ujjait, pár másodperces késleltetéssel, az alkalmazás újra keveri a billentyűket. A játék számolja a játékos pontjait. Minden helyes sorrendben történő billentyű lenyomásával a játékos plusz két pontot kap, helytelen sorrend esetén mínusz egy pontot.

A jobb felső sarokban láthatja a játékos az életeit, minden játékos három élettel kezd. Úgy lehet életet veszíteni, amennyiben a játékos felemeli az ujját mielőtt, mind a négy billentyűzet helyes sorrendben lenyomásra nem került. A három élet elvesztésével ér véget a játék, ahol kimutatja az alkalmazás a játékos eredményét, illetve a legjobb eredményt is.

#### *Bogár hessegetés*

*Reflex/ujj gyorsaságát segítő játék létrehozása:*

A játékban a játékos feladata, adott időn belül minél több a képernyőn virtuálisan megjelenő bogarat „elhessegetnie”. Elhessegetni úgy tud egy



bogarát a felhasználó, hogyha rákattint. A kattintást követően, a bogár random más pozícióba kerül a képernyőn. Az idő leteltével, végetér a játék és megjelenik a képernyőn a játékos pontszáma, illetve az eddigi legjobb pontszám is.

A játékból kétfajta verzió létezik. Itt nem a nehézségi szint a mérvadó, inkább logikai szempontból van különbség. Az első verzióban 15 másodpercig egy fajta bogár tűnik fel, ami 1 pontot ér, utána 10 másodpercig egy másik fajta bogár, ami már 2 pontot ér, és 5 másodpercig pedig egy harmadik fajta bogár tűnik fel, ami már 3 pontot ér. Itt a játékosnak azt kell végiggondolnia, hogy osztja be az „erejét”, a játék különböző szakaszaihoz. A második verzióban a bogarak random változnak és mind 1-1 pontot érnek, a játék 15 másodpercig tart.

#### *Ujj izmait erősítő játék:*

Ez a játék a bogár hessegetés játék második szintje. A gyorsaság és reflexek fejlesztésén felül, nagy hangsúlyt fektet az ujjak izmainak fejlesztésére. A játékos először kiválasztja, hogy a bal vagy a jobb hüvelykujjával szeretné-e kezdeni az ujj fejlesztését. Az ujj kiválasztását követően a felhasználó számára a bal vagy a jobb alsó sarokban (a választott ujjtól függően) megjelenik egy gomb, amit lenyomva kell tartania, különben a játék végetér. A hüvelykujj folytonos lenyomásával kell a felhasználónak a bogarakat elhessegetnie, ezáltal a játékosnak a játék során mindegyik ujját használnia kell, illetve az ujjaival különböző hajlításokat kell végeznie.

#### *Memória játék (Bevásárlóslita)*

Ez egy memória játék, ami négy nehézségi szinttel rendelkezik.

##### 1. szint:

A játékos 10 másodpercig látja a bevásárló listát, a tételeket képekként látja, összesen 4 tétel jelenik meg a játékosnak és az idő letelte után, 18 tételből (amik szintén képekként láthatóak) kell kiválasztania a számára megfelelőeket. A bal felső sarokban a játékos látja az aktuális pontszámát és a jobb felső sarokban pedig a legjobb pontszámot. A helyes tétel kiválasztásával a játékos plusz két pontot kap, helytelen tétel kiválasztásával pedig mínusz egy pontot. A kiválasztást követően, újra kezdődik a játék. A tételek véletlenszerűen változnak, mind a bevásárló listában, mind a kiválasztásnál. A játéknak, úgy lesz vége, hogyha a játékos a jobb alsó sarokban lévő X gombbal kilép. A bevásárló lista képként való megtekintése, egyrészt könnyíti a játékot, másrészt így gyerekek is tudják használni, akik még nem tanultak meg olvasni.

##### 2. szint:

Az első szinthez képest, annyi különbség van ebben a játékban, hogy a tételek írásos formában jelennek meg és míg az első szinten több kategóriájú terméket kellett megjegyeznie a játékosnál, ennél a szintnél, csak egy kategóriából kell megjegyezni a játékosnak a tételeket és egy kategóriából kell majd kiválasztania a tételeket is. Ez a kategória, a gyümölcsök. Kutatások bizonyítják, hogy az emberek könnyebben jegyeznek meg hasonló dolgokat. Ez a szint ebből az okból könnyebb, mint a 3. szint.

3. szint:

Hasonló, mint az 1. szint annyi különbséggel, hogy a bevásárló lista képek helyett, szöveggként jelenik meg. Mint az 1. szintnél, ennél is különböző kategóriájú tettelekből kell választania, a játékosnak.

4. szint:

Hasonló a 3. szinthez, annyi különbséggel, hogy itt már nem 4, hanem 7 tételt kell megjegyezni-e a játékosnak.

### *Írás játék*

Az „Írás” játékunk lényege, hogy a pácienseket segítsük az ujj precíz mozgásának a fejlesztésében, továbbá segítségül lehet a számok memorizálásában és leírásában nagy méretben a képernyőn.

A kiválasztott „Írás” nevű menügomb után, egytől kilencig jelennek meg számok a képernyőn és a felhasználónak választania kell közülük, vagyis, hogy melyiket szeretné gyakorolni. A kiválasztott szám után egy következő képernyőn megjelenik a szám nagy méretben, aminek alakját egy kis piros körrel kell követni. Ha a felhasználó a megadott indulási pontól a kis piros kört lenyomva tartva eljut a szám végéig, vagyis az elfogadó pontig, akkor kap egy pontot, amit a képernyő felső részén jelenítünk meg. Ha a szám keretéből kilép a kis piros pont, vagyis elhagyta a szám megadott keretét, akkor a program visszadobja a megadott kezdőpozícióba a pontot, és a játékos újból próbálkozhat a megvalósítással.

Ezen felül a képernyő felső sarkában jelzünk egy legjobb eredmény aktuális állapotot, amit a háttérben mentünk minden lefutott játék után. Ezt egy megdöntendő rekordként is felfoghatjuk, ettől lesz az egésznek játékos jellege.

Ebben a feladatban nincsen időzítő, a kiválasztott számot tetszőleges ideig lehet gyakorolni. Ha a felhasználó egy másik számra szeretne váltani, a jobb alsó sarokban elhelyezett X gombbal kiléphet a játék kezdőképernyőjére, ahol választhat.

## Eredmények és Konklúzió

A programunk három, a mindennapokban is használatos mozgáskoordinációs játékot és egy memóriajátékot tartalmaz. Játékon belül is több, a felhasználó által állítható méreteken és nehézségben. Ezzel gondoltunk a fiatalabb korosztályra, illetve a nehézségi fokozattal a felhasználó betegségének mértékére is. A fejlesztés során fontos volt a számunkra az is, hogy a betegek úgy tekinthessenek erre az alkalmazásra, mint egy játékra. Ennek érdekében a kéz finommotorikus mozgását segítő feladatok elkészítésénél, minél játékosabbra, élvezhetőbbre fejlesztettük az alkalmazásunkat. A motivációt segítő minden játékban szerepel egy legjobb eredmény mutató. Így a betegnek, játékosnak nemcsak motivációja van, a játékok újra és újra játszására, hanem pozitív visszajelzésként is szolgál, a kéz finommotorikus fejlődésében, illetve a memória fejlesztésében.

A konferencia részletesen, videókkal illusztrálva bemutatásra kerülnek a fejlesztett játékok.

## Köszönetnyilvánítás

A cikkben bemutatott munkát a Széchenyi 2020 program EFOP-3.6.1-16-2016-00015 számú projektje támogatta.

## Hivatkozások

- [1] Heart Disease and Stroke Statistics—2006 - 2016 Update A Report From the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee
- [2] M. Yates, A. Kelemen, and C. Sik Lányi, “Virtual reality gaming in the rehabilitation of the upper extremities post-stroke”, *BRAIN INJURY*, 30(7), 855-863, 2016
- [3] „*Finger- in- motion hivatalos weboldala*” [Online]. Elérhető: <http://www.fingers-in-motion.de/de/die-spiele.html> [Hozzáférés dátuma: 2019.04.04.].
- [4] „*Thought Technology Ltd. hivatalos weboldala*” [Online]. Elérhető: <http://thoughttechnology.com/index.php/biograph-infinity-software-upgrade.html> [Hozzáférés dátuma: 2019.04.04.].
- [5] T. Dömök, V. Szűcs, E. László and C. Sik Lányi, “Break the Bricks Serious Game for Stroke Patients”, in *Lecture Notes in Computer Science*, K. Miesenberger et al. (Eds.): ICCHP 2012, Part I LNCS 7382, pp. 673-680, 2012
- [6] S. Ortmann, P. Langendorfer, and C. Sik Lányi C, “Telemedical assistance for ambulant rehabilitation of stroke patients”, *BRAIN INJURY*, vol 26(4-5), pp. 644-645, 2012
- [7] C. Sik Lányi, and V.Szucs, “Games applied for therapy in stroke tele-rehabilitation”, *International Journal of Stroke*, Vol 9 (Suppl. S3) pp:300, 2014
- [8] P. Szabó, B. Bodor, C. Sikné Lányi, “Tabletre játék tervezése”, XXV. Multimédia az oktatásban konferencia, Budapest, 2019, pp.53-57

# Accessibility testing of local government websites in Hungary

Cecilia Sik-Lanyi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University of Pannonia Faculty of Computer Science Department of  
Electrical Engineering and Information Systems  
8200 Veszprem, Egyetem street 10.

<sup>1</sup>lanyi@almos.uni-pannon.hu,

***Abstract:*** Hungarian local government websites were tested from the point of view of accessibility. Test based on the Web Content Accessibility Guidelines. AChecker and Nibbler automatic test tools were used. Automatic testing was complemented by expert testing. This publication describes the process and results of the testing.

## Introduction

We cannot imagine our life without the Internet. More and more people are handling their official affairs on the web. More and more elderly people are using the Internet every day. But the question is whether they can find the necessary information easily?

Based on our previous researches [1,2] in the area of barrier-free web development, we examined the local government website in every county of Hungary, altogether 19 websites and later Hungarian healthcare-related websites [2]. For automatic tests AChecker [3], Nibbler [4] and SEE application [5] were used. The automatic tests were followed by the experts' tests. We analysed the typical and most common errors.

The main regulation of the accessibility requirements for IT is carried out within the World Wide Web Consortium (W3C)[6], in the Web Accessibility Initiative (WAI) and Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) besides to the Equality Act and its application. The Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) 2.0 [7] is an international professional regulation that contains chapters for developers.

## Method

The study lasted from December 2018 to mid of January 2019. Firstly, we searched for the website of every local government. Then we tested them using automatic test tools. AChecker is a free tool that checks single HTML pages for conformance with accessibility standards to ensure the content can be accessed by everyone [3]. AChecker diagnoses known problems, likely problems and potential problems with their levels of conformance based on

the Web Content Accessibility Guidelines version 2.0 (WCAG 2.0) [6]. Nibbler [4] is a free tool for testing websites, it generates a report scoring the website out of 10 for key areas, including accessibility, SEO (search engine optimization), social media and technology. Figure 2 shows a screenshot of the AChecker and Figure 3 shows a screenshot of the Nibbler automated tool. To improve the depth of the present research, beyond automated tests, experts compiled the questionnaire found in Table 3.

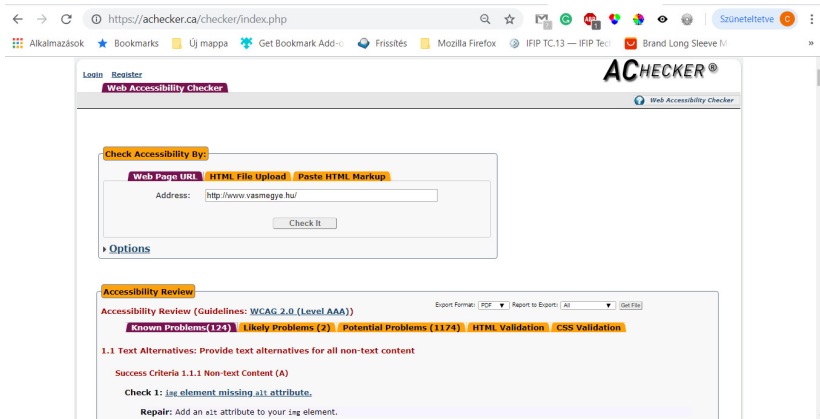


Figure 5: Screenshot of the AChecker test tool.

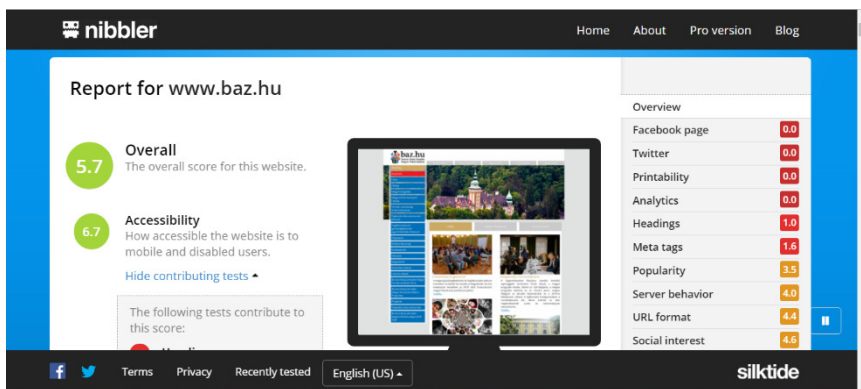


Figure 2: Screenshot of the Nibbler test tool.

Table 1: Questionnaire of the experts' test

Questions	Remarks
1. Does the web-site have a blind version? (yes/no)	Developing a blind version site is not a good solution.
2. Each link can be determined from the link text alone.	E.g. "click here" or "here" is not understandable.
2.1 Can linked texts be followed?	If the earlier answer is "yes", please write the text of the link here.
3. Is any information is lost by a user with colour deficiency?	Check it with the Google SEE web-application.
3.1 Protanomaly	If you answered "yes" to the previous question, please indicate here which colour information was lost!
3.2 Deuteranomaly	
3.3 Tritanomaly	
3.4 Achromatopsy	
4. Is there CAPTCHA somewhere on the website? (yes/no)	For this question, look at the whole web page, not just the main page!
4.1 If CAPTCHA is available, can it be heard? (yes / no)	-
5. Is everything available by using the keyboard? (yes/no) 5.1 Unavailable features	Use TAB to scroll through all menu items; can you enter all submenu points; all functions are available on the main page? If your answer was „no" to the previous question, type here what was unavailable on the keyboard!
6. Is there an English-language website? (yes / no)	-
6.1 Is the information same on the opening page in English and in the national language? (yes / no)	-
7. Is the website responsive? (Yes No)	-

## Results

Unfortunately test results show that even local government websites are still not accessible in spite of the fact that it is legal requirements. It is a huge problem because elderly people and those users who have special needs cannot find information easily. Moreover, they cannot find healthcare-related or social related information either.

This part of the paper shows you the results based on the AChecker, the Nibbler automatic test tools and the result of the experts' questionnaire.

As the results of the AChecker, the tester found 382 errors on the 19 sites tested, of which 49 are well known and 332 are potential errors. Table 2. shows the average of the 4 most typical well-known errors found by the AChecker.

Table 2: Number of typical well-known errors (by AChecker).

WCAG guidelines	Success criteria	Average error number
<b>1.1.1 Non-text Content:</b> All non-text content that is presented to the user has a text alternative that serves the equivalent purpose.	(Level A)	15
<b>1.3.1 Info and Relationships:</b> Information, structure, and relationships conveyed through presentation can be programmatically determined or are available in text.	(Level A)	3
<b>1.4.4 Resize text:</b> Except for captions and images of text, text can be resized without assistive technology up to 200 percent without loss of content or functionality.	(Level AA)	19
<b>1.4.6 Contrast (Enhanced):</b> The visual presentation of text and images of text has a contrast ratio of at least 7:1.	(Level AAA)	5

Nibbler's scores were also summed up and averaged. Table 3. shows the average scores by the Nibbler automatic test tool. The maximum point is 10 in every issue.

Table 3: Average scores by the Nibbler automatic test tool.

Overall		6.18	
<b>Accessibility</b>	6.50	Code quality	2.65
		Headings	6.66
		Internal links	6.48
		Mobile	6.29
		Page titles	9.44
		URL format	7.50
<b>Experience</b>	5.95	Amount of content	8.03
		Facebook page	2.97
		Freshness	9.49
		Images	9.34
		Internal links	6.48
		Mobile	6.29
		Popularity	3.72
		Printability	4.78
		Server behavior	6.90
		Twitter	0
<b>Marketing</b>	6.01	URL format	7.50
		Amount of content	8.03
		Analytics	5.63
		Facebook page	2.97

		Freshness	9.49
		Headings	6.66
		Incoming links	9.35
		Internal links	6.48
		Meta tags	4.58
		Page titles	9.44
		Popularity	4.18
		Social interest	5.29
		Twitter	0
<b>Technology</b>	6.03	Code quality	2.27
		Headings	6.66
		Images	9.34
		Internal links	6.48
		Meta tags	4.58
		Mobile	6.29
		Printability	4.25
		Server behavior	6.90
		URL format	7.50

Based on expert tests, it can be concluded that there was separate blind-friendly site at the 38% of the websites, which is particularly bad, as blind-friendly sites are rarely updated. Links were "understandable by themselves" at the 42% of the pages, which is an inappropriate design. Testing with Google Chrome's SEE extension, it showed several loss of information at the 10% of the websites. There was CAPTCHA in just 1 case, it wasn't possible to listen to it. Unfortunately, it wasn't possible to navigate through at the 32% of web pages with the keyboard, not everything was available with the TAB key. In spite of the fact that at the 32% of the websites there was an English version but any of them was the same as the Hungarian version, although this is not a condition for accessibility.

## Results

According to our accessibility testing, even those web sites that are expected to be barrier-free, are not accessible. The results of the AChecker automatic test tool gave almost the same results as we got 10 years ago in one of our researches, that web developers still do not provide alternative text to non-text (image) information. Links are inappropriate and cannot be accessed with just a keyboard. Based on the Nibbler automatic test tool, 5.2 points was the worst rating; the best score was 7.7 points. The average of the 19 Websites Accessibility Ratings was 8.18. Experts also discovered a lot of errors.

Since the testing was based on the WCAG 2.0 [7], a newer version of WCAG [8] was released on June 5, 2018 and there is no effective free automatic test tool yet, so more research is needed.



## Acknowledgment

The author would like to thank the financial support of Széchenyi 2020 programme under the project No EFOP-3.6.1-16-2016-00015.

## References

- [1] N. Czank, A. Sik, A., C. Sik Lányi. “Testing the Accessibility of WEB Sites.” International Journal of Knowledge and Web Intelligence, 2(1), pp: 87-98, 2011
- [2] Sikné Lányi Cecília: Magyarországi egészségügyvel foglalkozó weblapok akadálymentességi tesztelése, XXXI. Neumann Kollokvium, Orvosi Informatika, 2018. nov. 30.-dec. 1., Szeged, 80-85. old. ISBN 978-615-5036-14-9
- [3] AChecker: <https://achecker.ca/checker/index.php>
- [4] Nibbler: <http://nibbler.silktide.com/>
- [5] SEE: <https://chrome.google.com/webstore/detail/see/dkihcccbkkakkbpijmpnbamkgbjfden>
- [6] W3C „Introduction to Web Accessibility” <https://www.w3.org/WAI/intro/accessibility.php>
- [7] Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) 2.0: <https://www.w3.org/TR/WCAG20/>
- [8] Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) 2.1: <https://www.w3.org/TR/WCAG21/>

# **Optimalizálási modellek alkalmazása a NEAK fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók és a KSH magyarországi közigazgatási helynévkönyve alapján**

Bursza Nikoletta<sup>1</sup>, Sándor Zoltán<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Semmelweis Egyetem, Egészségügyi Közzolgálati Kar, Digitális

Egészségtudományi Intézet

bursza.nikoletta12@gmail.com

sandor.zoltan@public.semmelweis-univ.hu

1094 Budapest, Ferenc tér 15.

**Összefoglaló:** Kutatásunk során a Nemzeti Egészségbiztosítási Alapkezelővel szerződött fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók adatait vizsgáltuk meg a Központi Statisztikai Hivatal által kiadott magyarországi közigazgatási helynévkönyve adataival összekapcsolva. A magyarországi állapot felmérésén túl, arra a kérdésre kerestük a választ, hogy „Hova érdemes épülnie egy új fekvőbeteg-szakellátó intézménynek, ha különböző célokat szeretnénk figyelembe venni?” Az elemzésben 18 darab különböző célt vizsgáltunk meg, melyek esetén figyelembe vettük a lakó-népességet, a területet és a népsűrűséget is. Mindegyik esetben elemeztük az adatokat Budapest bevonásával, és Budapest kihagyásával is, így összesen 36 darab modellt írtunk fel. A modelleket a matematikai optimalizálás eszközeivel alakítottuk ki és oldottuk meg számítógép segítségével.

## **Bevezető**

A fekvőbeteg-szakellátás a betegek fekvőbeteg gyógyintézeti keretek között végzett ellátása, amelyet a betegek betegségük esetén lakóhelyük közelében, a beteg folyamatos ellátását nyújtó orvosa, kezelőorvosa, vagy más arra feljogosított személy beutalása alapján jogosultak igénybe venni. Továbbá a fekvőbeteg-szakellátás folyamatos benntartózkodás mellett végzett vizsgálati, gyógykezelési, rehabilitációs vagy ápolási célú ellátás, vagy ilyen célokból meghatározott napszakokban történő ellátás, illetve olyan egyszeri vagy kúraszerű beavatkozás, amelyet követően meghatározott idejű megfigyelés szükséges, illetve a megfigyelési idő alatt – szükség esetén – a további azonnali egészségügyi ellátás biztosított. [1]

A fekvőbeteg-szakellátó intézményeknek fontos szerepe van a magyar egészségügyben, a betegek gyógyításában és gyógyulásában. Meghatározott feladatkörük alapján helyhez kötöttek és a betegek szempontjából nagyon fontos területi eloszlásuk. Ezen okok miatt releváns kutatási terület

elhelyezkedésük elemzése. Továbbá gazdasági, pénzügyi, emberi szempontokat tekintve fontos megvizsgálni, hogy hova érdemes épülnie egy új fekvőbeteg-szakellátó intézménynek, ha különböző célokat szeretnénk figyelembe venni. Ezen elemzések elvégzéséhez a matematikai optimalizálás eszközei alkalmasak, melyekhez optimalizálási modellek kialakításán és azok számítógépen való megoldásán keresztül vezet az út.

A matematikai optimalizálás során feltételek által korlátozott változók értékeit úgy választjuk meg, hogy azok bizonyos célokat optimalizáljanak. Az optimalizálásnak öt lépése van: probléma megismerése, adatgyűjtés, modellalkotás, megoldás, értelmezés. A modellalkotás során kell tisztázni a változókat, a feltételeket, valamint az optimalizálandó célfüggvényt. A megengedett megoldások azok a lehetőségek (a változók azon értékei), amelyek a feladat összes feltételét teljesítik. A megengedett megoldások halmaza a megengedett tartomány. Valamint optimális megoldásnak nevezzük a feladat egy olyan megengedett megoldását, amelyre a célfüggvény értéke optimális (ez a feladattól függően lehet minimális vagy maximális). Előfordulhat, hogy egy feladatnak nincs optimális megoldása, de az is lehet, hogy végtelen sok van neki.

Jelen cikkben a fekvőbeteg-szakellátó intézmények magyarországi állapotát mértük fel a városokra vonatkozóan, valamint összesen 36 darab optimalizálási modellt állítottunk fel különböző célok figyelembevételével.

## **Módszer**

Az elemzések elvégzéséhez a Nemzeti Egészségbiztosítási Alapkezelővel (NEAK) szerződött fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók listájából a név, település és az irányítószám adatokat használtuk fel. [2] A vizsgálat során a magyarországi városok azon adatait (név, megye, lakó-népesség (fő), terület (hektár)) elemeztük, melyek megtalálhatók a Központi Statisztikai Hivatal (KSH) Magyarország közigazgatási helynévkönyvében. [3] A városokhoz tartozó irányítószámok a Magyar Posta magyarországi postai irányítószámok listájából származnak. [4] Mindhárom adatbázis esetén a 2019. januári adatokat elemeztük. A kutatásban a városok, illetve a városokban található fekvőbeteg-szakellátó intézmények (a továbbiakban: Feszi-k) szerepelnek. A városokhoz tartozó terület (hektár) átszámolásra került  $\text{km}^2$ -re, illetve ezek alapján  $\text{fő}/\text{km}^2$ -ben lett megállapítva a népsűrűség. Az adatok elemzéséhez a MS Excel táblázatkezelő programot használtuk.

A magyarországi állapot felméréséhez leíró statisztikát alkalmaztunk az adatokra vonatkozóan. A „Hova érdemes épülnie egy új Feszi-nek, ha különböző célokat szeretnénk figyelembe venni?” kérdés vizsgálata során két

feladatkört és 18-18 darab modellt állítottunk fel. Az 1. feladat körben összesítettük a megyékhez (Budapestet külön megyének számítva) tartozó adatokat (városok megyéi, Feszi-k településének megyéi) és azt vizsgáltuk meg, hogy melyik megyében érdemes megépülnie az új Feszi-nek. A 2. feladat körben ismét megyénkénti csoportosítást végeztünk el, viszont Budapestet nem vettük be az elemzésbe. Az optimalizálás során minden esetben az eredeti minimumot, maximumot, illetve átlagot optimalizáltuk.

Az 1. feladat körben a matematikai modellek esetén a változók és a feltételek azonosak, csupán a célfüggvényekben van eltérés. A változóknál az  $x_i = 1$ , ha az  $i$ . megyébe kerül az új Feszi, különben nulla, ahol  $i = 1, \dots, 20$ . A feltételek esetén  $x_i \in \{0,1\}$  (bináris), és  $\sum_{i=1}^{20} (x_i) = 1$ , mivel pontosan egy megyébe kerülhet Feszi.

A célfüggvényeknél a következő jelöléseket alkalmaztuk:  $F_i$  ( $i$ . megyében lévő Feszi-k száma (darab)),  $V_i$  ( $i$ . megyében lévő városok száma (darab)),  $L_i$  ( $i$ . megyében lévő városi lakó-népesség (fő)),  $T_i$  ( $i$ . megyében lévő városi terület (km<sup>2</sup>)). Sorszámozva a célok és a célfüggvények a következők:

1.1. Cél: A megyénkénti Feszi-k számának a minimumát maximalizálni.

$$\max [ \min_i ( F_i + x_i ) ] = \max [ \min ( F_1 + x_1, F_2 + x_2, \dots, F_{20} + x_{20} ) ]$$

1.2. Cél: A megyénkénti Feszi-k számának a maximumát maximalizálni.

$$\max [ \max_i ( F_i + x_i ) ] = \max [ \max ( F_1 + x_1, F_2 + x_2, \dots, F_{20} + x_{20} ) ]$$

1.3. Cél: A megyénkénti Feszi-k számának az átlagát maximalizálni.

$$\max \left[ \frac{1}{20} \cdot \sum_{i=1}^{20} (F_i + x_i) \right]$$

A cikk oldalkorlátozása miatt a további célfüggvények megadásától eltekintünk. A további célok a következők:

1.4. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városok számának (V/F arány) a minimumát minimalizálni.

1.5. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városok számának (V/F arány) a maximumát minimalizálni.

1.6. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városok számának (V/F arány) az átlagát minimalizálni.

1.7. Cél: A megyénkénti 1 városra jutó Feszi-k számának (F/V arány) a minimumát maximalizálni.

1.8. Cél: A megyénkénti 1 városra jutó Feszi-k számának (F/V arány) a maximumát maximalizálni.

1.9. Cél: A megyénkénti 1 városra jutó Feszi-k számának (F/V arány) az átlagát maximalizálni.

1.10. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi lakó-népességnek (L/F arány) a minimumát minimalizálni.

1.11. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi lakó-népességnek (L/F arány) a maximumát minimalizálni.

1.12. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi lakó-népességnek (L/F arány) az átlagát minimalizálni.

1.13. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi területnek (T/F arány) a minimumát minimalizálni.

1.14. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi területnek (T/F arány) a maximumát minimalizálni.

1.15. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi területnek (T/F arány) az átlagát minimalizálni.

1.16. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi népsűrűségnek ((L/T)/F arány) a minimumát minimalizálni.

1.17. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi népsűrűségnek ((L/T)/F arány) a maximumát minimalizálni.

1.18. Cél: A megyénkénti 1 Feszi-re jutó városi népsűrűségnek ((L/T)/F arány) az átlagát minimalizálni.

A 2. feladatkörben a matematikai modellek megegyeznek az 1. feladatkör modelljeivel, azzal a különbséggel, hogy  $i = 1, \dots, 20$  helyett,  $i = 1, \dots, 19$  szerepel, mivel Budapestet nem vesszük figyelembe.

## Eredmények

A vizsgált adatok alapján az országban 346 darab város található, ezek közül 93 darabban van Feszi. Összesen 158 darab Feszi van városban. Rendre 253, 82, 8, 1, 1 és 1 darab város van, amiben rendre 0, 1, 2, 3, 4 és 53 darab Feszi található. Természetesen az 53 darab Feszi-t tartalmazó város Budapest.

1. Táblázat: Megyéenkénti leíró statisztika (darab)

	Budapesttel		Budapest nélkül	
	Városok száma	Feszi-k száma	Városok száma	Feszi-k száma
<b>Összes</b>	346	158	345	105
<b>Minimum</b>	1	2	6	2
<b>Maximum</b>	54	53	54	17
<b>Átlag</b>	17,30	7,90	18,16	5,53
<b>Szórás</b>	11,12	11,19	10,73	3,64

2. Táblázat: Optimalizálási modellek eredményei

Cél	1. feladatkör		2. feladatkör	
	Eredeti	Optimum	Eredeti	Optimum
1.	2 (Szabolcs-Szatmár-Bereg, Vas)	2 (Bármelyik megye)	2 (Szabolcs-Szatmár-Bereg, Vas)	2 (Bármelyik megye)
2.	53 (Budapest)	54 (Budapest)	17 (Pest)	18 (Pest)
3.	7,90	7,95 (Bármelyik megye)	5,53	5,58 (Bármelyik megye)
4.	0,0189 (Budapest)	0,0185 (Budapest)	1,27 (Baranya)	1,17 (Baranya)
5.	14 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	9,33 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	14 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	9,33 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)
6.	3,87	3,64 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	4,08	3,83 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)
7.	0,07 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	0,11 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	0,07 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	0,11 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)
8.	53 (Budapest)	54 (Budapest)	0,79 (Baranya)	0,86 (Baranya)
9.	2,98	3,03 (Budapest)	0,343	0,351 (Nógrád)
10.	21511 (Baranya)	19329 (Nógrád)	21511 (Baranya)	19329 (Nógrád)
11.	148774 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	114364 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	148774 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	114364 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)
12.	55874	53395 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)	57075	54465 (Szabolcs-Szatmár-Bereg)

13.	9,9 (Budapest)	9,7 (Budapest)	58,7 (Baranya)	53,8 (Baranya)
14.	1050 (Bács- Kiskun)	845 (Bács- Kiskun)	1050 (Bács- Kiskun)	845 (Bács- Kiskun)
15.	340 (Szabolcs- Szatmár- Bereg)	326 (Szabolcs- Szatmár- Bereg)	357,5	342,7 (Szabolcs- Szatmár- Bereg)
16.	17 (Jász- Nagykun- Szolnok)	14 (Jász- Nagykun- Szolnok)	17 (Jász- Nagykun- Szolnok)	14 (Jász- Nagykun- Szolnok)
17.	126 (Vas)	88 (Vas)	126 (Vas)	88 (Vas)
18.	47,6	45,5 (Vas)	46,8	44,6 (Vas)

Összegezve látható, hogy Budapestnek nagy hatása van az elemzésben. Az optimális megoldásokban a következő megyék fordultak elő legalább egyszer (a bármelyik megye optimumtól eltekintve) valamelyik célt tekintve: Bács-Kiskun, Baranya, Budapest, Jász-Nagykun-Szolnok, Nógrád, Pest, Szabolcs-Szatmár-Bereg, Vas.

### Hivatkozások

- [1] NEAK: A fekvőbeteg (kórházi) ellátás leírása.  
[http://www.neak.gov.hu/felso\\_menu/lakossagnak/ellatas\\_magyarorszagon/egeszsegugyi\\_ellatasok/fekvobeteg\\_korhazi\\_ellatas](http://www.neak.gov.hu/felso_menu/lakossagnak/ellatas_magyarorszagon/egeszsegugyi_ellatasok/fekvobeteg_korhazi_ellatas)
- [2] NEAK: Fekvőbeteg ellátást nyújtó intézmények, kórházak (A NEAK-kal szerződött fekvőbeteg-szakellátást végző szolgáltatók listája) (Adatok vonatkozási időpontja: 2019. január)  
[http://www.neak.gov.hu/felso\\_menu/lakossagnak/szerzodott\\_szolgaltatok/fekvobeteg\\_ellatas\\_nyujto\\_intezmenyek\\_korhaz.html](http://www.neak.gov.hu/felso_menu/lakossagnak/szerzodott_szolgaltatok/fekvobeteg_ellatas_nyujto_intezmenyek_korhaz.html)
- [3] KSH: Magyarország közigazgatási helynévkönyve (Adatok vonatkozási időpontja: 2019. január 1.)  
[http://www.ksh.hu/apps/shop.kiadvany?p\\_kiadvany\\_id=1049215](http://www.ksh.hu/apps/shop.kiadvany?p_kiadvany_id=1049215)
- [4] Magyar Posta: Magyarországi postai irányítószámok (Adatok vonatkozási időpontja: 2019. január 15.)  
[https://www.posta.hu/szolgáltatások/iranyitoszam-kereso?fbclid=IwAR2BhHDIS\\_u0IwNQILZn09RWY3\\_Aki5xNhs-IVQ\\_U6\\_cPA1-z4-IRPiZY8Y](https://www.posta.hu/szolgáltatások/iranyitoszam-kereso?fbclid=IwAR2BhHDIS_u0IwNQILZn09RWY3_Aki5xNhs-IVQ_U6_cPA1-z4-IRPiZY8Y)

# A lumbalis gerinc MRI felvételeinek vizsgálata sajátfejlesztésű szoftverrel

Sándor Zoltán<sup>1</sup>, Dr. Ráthonyi Gábor<sup>2</sup>, Dr. Dinya Elek<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Semmelweis Egyetem, Egészségügyi Közszolgálati Kar, Digitális Egészségtudományi Intézet

sandor.zoltan@public.semmelweis-univ.hu

dinya.elek@public.semmelweis-univ.hu

1094 Budapest, Ferenc tér 15.

<sup>2</sup> Ortopédia, Budavári Önkormányzat Egészségügyi Szolgálat

gabor@pilates.hu

1122 Budapest, Maros utca 16/b

**Összefoglaló:** A gerinc kopásos jellegű elváltozásai és az azzal járó panaszok nagyon gyakoriak. Az okok feltárásához három összetevőt érdemes megvizsgálni: a gerinc geometriáját, a gerinc degeneratív morfológiai elváltozásait és a páciensek fájdalmát. Korábbi munkánk során a gerinc geometriájának jellemzésére kifejlesztettünk egy, a gerinc ágyéki szakaszának polinommal való leírását. Bevezítettünk három új jellemzőt, melyeket a gerinc degeneratív morfológiai elváltozásaihoz hoztunk összefüggésbe. Jelen cikkben a kifejlesztett „Spinalyze” szoftver segítségével, 60 páciens ágyéki gerinc (lumbar lordosis) MRI felvételét elemeztük.

## Bevezető

A gerinc ágyéki szakaszában megjelenő derékfájdalom manapság már népbetegségnek számít, ami sok esetben megjelenik a tartósan ülő vagy álló munkát végzők, a rossz testtartással rendelkezők, az elhízottak, valamint a mozgás szegény életmódot folytatók körében. A fájdalom kezelésének terápiája összetett, jelenleg nincsen egységes bizonyított hatékony módszer a probléma kezelésére. Ezen kopásos megbetegedések feltérképezéséhez három összetevőt érdemes megvizsgálni: a gerinc geometriáját, a gerinc degeneratív morfológiai elváltozásait és a páciensek fájdalmát. A gerinc geometriájának vizsgálata során különös jelentőséggel bír az ágyéki szakasz görbületének vizsgálata, az úgy nevezett lumbar lordosis vizsgálata.

A gerinc esetén a lumbar lordosis egy gyakran kutatott terület, melynek szakirodalma széleskörű [1]. Az elmúlt évtizedekben számos módszert fejlesztettek ki az ágyéki rész geometriájának elemzésére a sztenderdnek számító Cobb-szög mellett, pl.: ellipszis illesztése, trigonometrikus függvények alkalmazása, AUC stb. [1, 2]. Mindegyik publikált módszernek megvannak az előnyei és hátrányai, valamint erősségeik és gyengeségeik.



Sok esetben a nagy hátrány az, hogy csak speciális körülmények, speciális gépek, speciális beállítások segítségével valósíthatók meg a geometriai jellemzők mérése. Jelenleg, egy hiányzó láncszemnek tekinthető egy olyan vizsgálati módszer megléte, mely a mindennapos klinikusi gyakorlatban egyszerűen elvégezhető és információt ad az orvosnak, terápia szakembernek a gerinc ágyéki szakaszának olyan geometriai jellemzőiről, melyek bizonyítottan összefüggésbe hozhatók a degeneratív morfológiai elváltozásokkal és a páciensek fájdalmával.

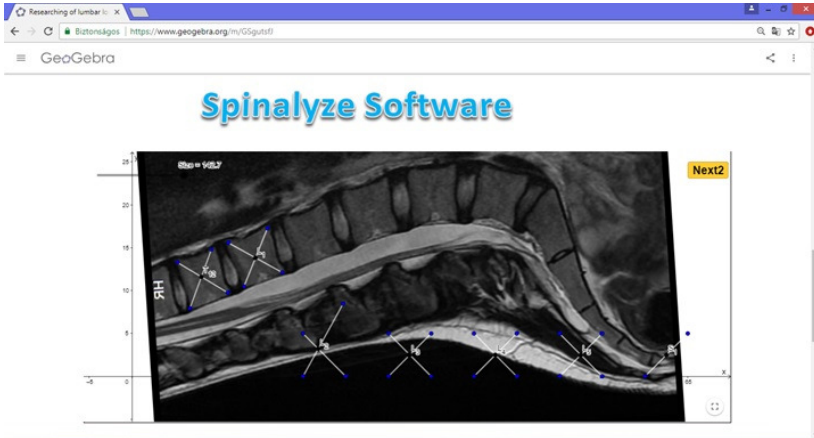
Korábbi kutatásunkban kifejlesztettünk egy új eljárást (SRD-módszer), valamint új geometriai jellemzőket (Ró-szög, Kitérés % és Kiterjedési %-ok) a gerinc alakjának pontosabb méréséhez. Az SRD-módszerünk célja, hogy az eddig ismert módszereknél finomabb közelítést adjuk meg a gerinc görbületének. Az új eljárás során Lagrange-interpolációt alkalmaztunk. Az eljárásnak a lényege, hogy a csigolyák középpontjait felhasználva a gerinc vonalát egy polinommal közelítjük, mely finomabb közelítést ad, mint egy körív. A polinom jó tulajdonságait kihasználva bevezettünk jellemzőket, melyektől azt várjuk, hogy összekapcsolhatóak a felgyorsult kopásos megbetegedésekkel.

A korábban kifejlesztett módszerhez elkészítettük a „Spinalyze” fantázia nevű szoftvert, mely egy ingyenesen, interneten keresztül használható szoftver a napi orvoslás számára (1. Ábra). A Spinalyze szoftver a GeoGebra alapprogramban készült és a következő címen érhető el a GeoGebraTube weboldalon:

<https://www.geogebra.org/m/GSgutsfJ>

A Spinalyze szoftver megadja a közelítő polinomot, valamint kiszámolja az ágyéki részhez tartozó Cobb-szöget és a korábban bevezetett új paramétereket.

Jelen cikkben a Spinalyze szoftver segítségével 60 páciens ágyéki gerinc MRI felvételét elemeztük.



1. Ábra: A Spinalyze szoftver a GeoGebraTube-on.

## Módszer

A vizsgált pácienseket random módon választottuk ki a járóbeteg-ellátásból, és mindannyian derékfájási panaszokkal rendelkeztek. Az összes olyan páciens ki lett zárva, akinek gerincvelői rendellenessége, korábban gerinc traumája vagy műtete volt. A kutatás a helyi kutatási etikai bizottságtól engedélyt kapott és a vizsgálatban használt összes anonimizált kép klinikai diagnózis céljából készült.

A vizsgált páciensekről leíró statisztikát készítettünk. A nemek közti összehasonlításához független kétmintás t-próbát alkalmaztunk. A Spinalyze szoftver mérési megbízhatóságával kapcsolatban értékelők közötti megbízhatósági analízist végeztünk, valamint vizsgáltuk a mérés reprodukálhatóságát is. Szignifikáns eltérésnek a  $p < 0,05$  értéket tekintettük.

## Eredmények

Az 1. Táblázatban láthatók nemenként bontva, valamint összesítve is a leíró statisztikai adatokat:

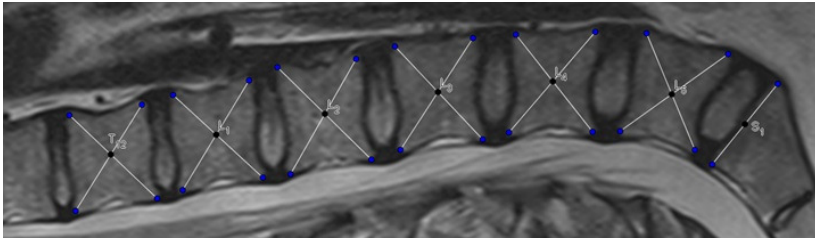
1. Táblázat: A páciensekhez tartozó adatok leíró statisztikája.

Nem	Paraméter	N	Átlag	Min	Max	Szórás
Férfi	Kor (év)	21	41,7	25	67	10,9
	Magasság (cm)	21	179,6	167	193	6,8
	Testsúly (kg)	21	84,9	59,0	104	9,8
	BMI	21	26,3	20,2	33,6	2,8
Nő	Kor (év)	21	45,6	15,0	78,0	15,8
	Magasság (cm)	39	166,3	142,0	181,0	8,5
	Testsúly (kg)	39	67,6	48,0	98,0	12,6
	BMI	39	24,6	17,0	36,9	4,9
Összes	Kor (év)	60	44,2	15,0	78,0	14,3
	Magasság (cm)	60	170,9	142,0	193,0	10,2
	Testsúly (kg)	60	73,7	48,0	104,0	14,3
	BMI	60	25,2	17,0	36,9	4,4

A független kétmintás t-próba eredménye a korra ( $p = 0,273$ ) és BMI-re ( $p = 0,092$ ): a két változó nem mutat szignifikáns különbséget a nemek között.

A magasságra ( $p < 0,001$ ) és testsúlyra ( $p < 0,001$ ): a két változó szignifikáns különbség mutat a nemek között.

A Spinalyze szoftver segítségével a vizsgált 60 darab MRI képet két értékelő vizsgálta meg egymástól függetlenül. Öt nap elteltével a két értékelő szintén egymástól függetlenül megismételte a mérést. Minden egyes kép esetén az adott értékelőnek ki kellett választania a csigolyákhoz tartozó sarkokat az utolsó háti csigolyától kezdve, az öt ágyéki csigolyán át, a sacrum felső két sarkáig (2. Ábra). Ezen pontok segítségével számítja ki a szoftver a csigolyák középpontjának koordinátáit, az interpolációs polinomot, valamint a bevezetett új paramétereket.



2. Ábra: A gerinc sarkok kijelölése a Spinalyze szoftverrel.

Az eredmények megerősítik, hogy az egyes értékelők két leolvasása közötti egyezés maximális (kiváló kategória [4]) mértékű, valamint a két értékelő közötti leolvasás egyezése is szintén maximális (kiváló kategória [4]).

Összefoglalva eredményeinket: a mérési pontok meghatározása könnyen és biztonságosan elvégezhetőek, a számításokkal kapott paraméterek megbízhatóak.

## Hivatkozások

- [1] Been E, Kalichman L: Lumbar lordosis. Spine Journal, 2014 Jan; 14(1):87-97.
- [2] Vrtovec T, Pernus F, Likar B: A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. European Spine Journal, 2009 May; 18(5):593-607.
- [3] Sándor Z, Ráthonyi G, Dinya Elek: A gerinc morfológiai elváltozásainak és geometriai jellemzőinek matematikai vizsgálata. Orvosi informatika 2014, XXVII. Neumann Kollokvium konferencia-kiadványa; 2014, 21-24p
- [4] Winer B J: Statistical principles in experimental design (2nd ed.). 1971, New York: McGraw-Hill.

## **Elektrokardiográfiai felvételek digitalizálása és kiértékelése okostelefonnal**

Czégel András<sup>1</sup>, Lakos Bence<sup>2</sup>, Jáнки Zoltán Richárd<sup>3</sup>, Bánhalmi András<sup>4</sup>,  
Dr. Bilicki Vilmos<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Szegedi Tudományegyetem, Szoftverfejlesztés Tanszék,  
Czegel.Andras@stud.u-szeged.hu 6720 Szeged, Dugonics tér 13.

<sup>2</sup>Szegedi Tudományegyetem, Szoftverfejlesztés Tanszék,  
Lakos.Bence@stud.u-szeged.hu 6720 Szeged, Dugonics tér 13.

<sup>3</sup>Szegedi Tudományegyetem, Szoftverfejlesztés Tanszék, jankiz@inf.u-szeged.hu 6720 Szeged, Dugonics tér 13.

<sup>4</sup>Szegedi Tudományegyetem, Szoftverfejlesztés Tanszék, banhalmi@inf.u-szeged.hu 6720 Szeged, Dugonics tér 13.

<sup>5</sup>Szegedi Tudományegyetem, Szoftverfejlesztés Tanszék, bilickiv@inf.u-szeged.hu 6720 Szeged, Dugonics tér 13.

***Összefoglaló:*** A belgyógyászati vizsgálatok elmaradhatatlan része az elektrokardiográfiai (EKG) vizsgálat, amely a szív működés elektromos jelenségeiről ad tájékoztatást. Ugyan a mai modern EKG készülékek már rendelkeznek digitális kimenettel, azonban a legtöbb EKG felvétel még mindig papír alapon kerül rögzítésre és kiértékelésre. A különböző egészségügyi rendszerek bevezetésével egyre több betegadat kerül feldolgozásra elektronikus úton, és ezzel együtt az egészségügyi szektorok közötti adatáramlás is könnyebben és gyorsabban végezhető. A papír alapú EKG felvételek digitalizálása egy ismert folyamat, azonban az okoseszközök - például telefonok és tabletek - rohamosan növekvő képességeivel és kapacitásaival továbbra is fókuszban vannak a különböző digitalizálási eljárások, valamint a digitalizált jelek feldolgozása. A fent említett igényekre támaszkodva dolgoztunk ki olyan eljárásokat és módszereket, amelyek segítségével képet készíthetünk egy EKG felvételről, majd azt digitalizáljuk és feldolgozzuk. Kutatásunk részletesen kitér a papír alapú EKG felvételről készült képek előfeldolgozására, valamint az eredményül kapott képeken látható EKG-görbék digitalizálási eljárásaira. Módszereink pontosságát mérési eredményekkel támasztjuk alá.

### **Bevezető**

Napjainkban az elektrokardiográfiai (EKG) vizsgálatok teljesen hétköznapi eljárások, és esszenciális részét képezik a belgyógyászati rendeléseknek. Egy fájdalommentes, non-invazív eljárás, amely a szív működésének elektromos jelenségeiről nyújt információt. Hiv. [1]. A vizsgálat elvégzéséhez nincs

szükség speciális környezetre, akár a beteg otthonában is lebonyolítható az eljárás. Az otthoni méréssorozatot jellemzően kevesebb elvezetéssel működő, hordozható EKG készülékekkel oldják meg, melyek természetesen nem közölnek olyan precíz eredményeket, mint a 12 elvezetéses klinikai eszközök. A mérőkészülékek által kibocsátott digitális jelek lehetővé teszik, hogy akár valós időben monitorozhassuk a szív működését. A digitális jelek feldolgozására és megjelenítésére kínáló szoftveres megoldásoknak igen széles a palettája, mint például okostelefonos és számítógépes megvalósítások. Az okoseszközök korában a mobiltelefonos megoldások egyre népszerűbbek.

Habár a technológia rendelkezésiünkre áll, az EKG vizsgálatok jelentős része még ma is papír alapon történik. A papír alapú mérések utólagos digitalizálása által felvetett problémák tárháza viszont roppant diverz. A sok hibalehetőség között mindenképp meg kell említeni az elkészült kép minőségére vonatkozó problémákat, illetve a különböző eszközök által kinyomtatott felvételek egyediségéből adódó nehézségeket.

## **Áttekintés**

A nyomtatott EKG felvételek digitalizálása képi alapon történik, azonban ennek kivitelezésére is többféle megoldás kínálkozik. A minőségbeli garancia és stabilitás végett gyakran alkalmazott technika a nyomtatott papír szkennelése. A szkennelt dokumentumok ugyan továbbíthatóak e-mail-en, WiFi-n vagy Bluetooth-on keresztül is, azonban minden esetben szükséges a felhasználó kézi beavatkozása, amely jelentősen lassítja a folyamatot és az adatfeldolgozást.

A mai modern okostelefonok kamerái jó minőségű, nagy felbontású képeket tudnak készíteni, és ezek a képek már képesek versenybe szállni a hagyományos szkennerek által készített képekkel is. Az okostelefonok nagy előnye a hordozhatóságukban és a szoftveres vezérelhetőségükben rejlik. Ezen motivációk alapján a papír alapú EKG felvételek okoseszközzel történő digitalizálására van igény.

A papír alapú EKG felvételek digitális konverziójának egyik vezető szoftvere az Analyzing Medical Parameters for Solutions (AMPS) terméke, az ECGScan. Hiv. [2]. Ez a szoftver egyszerre egy csatornát képes digitalizálni minimum 300 Dots Per Inch (DPI) minőségű fekete-fehér képen. A bemeneti képen túl további paraméterekre van szüksége a programnak a digitalizáláshoz, mint például a csatornák eloszlása az A/4-es lapon, valamint a beteg adatai.

## **Megoldásaink**

A digitalizálás sikerességének érdekében két különböző eljárásformát is megvizsgáltunk, egy saját heurisztikus és egy mesterséges intelligencia (MI) megközelítést.

### ***Heurisztikus módszer***

Heurisztikus módszerünk három fő fázisból épül fel, ezek rendre a perspektivikus átalakítások, a kontúrok megkeresése, valamint a csatornák azonosítása.

A mobiltelefonnal készített képeknél nem garantálható, hogy a fénykép készítésekor a kamera pontosan a lap középpontja fölött helyezkedik el, így az EKG felvételtől készített kép különböző területein lévő beosztások nem azonos távolságra helyezkednek el egymáshoz képest. Egy szkennelt kép esetében ez garantálható. Ahhoz, hogy szkennelt minőségű képünk lehessen, transzformációt kell végrehajtani a készített fényképen. Ezt a folyamatot inverz perspektivikus transzformációnak (IPM) nevezzük. Hiv. [3]. Az eredményül kapott kép már rendelkezik a szkennelt példány perspektivikus tulajdonságával. A görbéket alkotó pontok meghatározásához el kell választanunk a görbéket a háttértől és az egyéb zajoktól. A görbék fekete színükből adódóan a háttértől jól elválaszthatóak, ehhez alkalmaztunk egy RGB szintér szűkítést. Az így kapott kép még tartalmazhat zajokat a fényképezés közben megjelenő adódó árnyékok következtében. A zajos területeket Gauss-elmosással szüntetjük meg. Hiv. [4].

A következő fázisban az EKG görbéket, mint összefüggő adatsorokat kerestük meg. Ehhez ún. kontúrokat kerestünk, amelyek olyan görbéket jelentenek, amelyek egymáshoz kapcsolódó, azonos színű vagy intenzitású pontsorokból állnak. Hiv. [5]. A kontúr keresés fázisában az EKG papíron feltüntetett szöveges információk eltűnnek a képről, és csak az egyes csatornák görbéi maradnak láthatóak.

A különböző elvezetések azonosítása egy nehéz feladat, hiszen a különböző EKG készülékek által használt elvezetések száma eltérhet, továbbá az egy sorban megjelenő csatornák száma is változó. A 12 soros megjelenés esetében a csatornák sorrendje előre definiált, így ezek egyértelműen beazonosíthatóak, az adatsorok pedig kiolvashatóak.

### ***MI megközelítés***

Az MI megközelítés elengedhetetlen építőköve egy nagy méretű tanító adathalmaz, amelyen keresztül az algoritmus betanítható. A megvalósításhoz nem állt rendelkezésünkre saját EKG adathalmaz, így a PhysioNet nyilvános EKG adatbázisából dolgoztunk. Hiv. [6]. Az adatbázisban található rekordokból 900 EKG felvételt állítottunk elő képek formájában. A képeken

megjelennek az EKG görbék, a 12 csatorna 12 sorban figyelembe véve a szokásos papírsebességet (25 mm/s) és erősítést (10 mm/mV). Hiv. [7].

A tanítás során az ún. Transfer Learning módszert alkalmaztuk, ami egy olyan gépi tanulási technika, melyben egy meglévő modellt kiindulási alapként használunk fel. Hiv. [8]. A mélytanulás egyik népszerű megközelítési módja, ahol egy előre betanított neuronháló használunk oly módon, hogy a háló hátsó rétegeinek helyére saját rétegeket rakunk, és a tanításokat csak ezeken a rétegeken hajtjuk végre. Az általunk választott mélytanuló modell a DeepLabv3+ volt a Cityscapes adathalmazzal, amely a heurisztikus módszerünkhöz hasonló módon képes kontúrokat detektálni, és egy maszkot állít elő. Hiv. [9].

Mivel a célunk az, hogy papír alapú EKG felvételekről készített fényképeket tudjunk digitalizálni, ezért a PhysioNet adatbázisa alapján előállított 900 EKG felvétel önmagában egy alacsony példányszám. Továbbá a nyers adatokból előállított képek túl tiszták, árnyék és zajmentesek, amelyek nagy eséllyel rontják a neuronháló teljesítményét valós adathalmazon, ha csak ezeken végzünk tanítást. A realiztikusabb tanító példák érdekében az előállított 900 elemű mintán különböző képi elváltoztatásokat alkalmaztunk, mint zaj, árnyék hozzáadása, illetve színmanipuláció. Hiv. [10]. Ezzel a 900 elemű tanító adathalmaz megnégyszereződött, és a tanítást, illetve a kiértékelést egy lényegesen nagyobb és változatosabb adatbázison tudtuk lefuttatni.

## **Eredmények és kiértékelés**

A heurisztikus megközelítésünk során szembesültünk az algoritmus korlátaival. Mivel a feldolgozás során különböző színmanipulációkat hajtunk végre, nagyon fontos, hogy a fényképek készítése mennyire kontrollált környezetben történik. Egyenletesebb fényviszonyok esetén az algoritmusunk jobban teljesít, mert ilyenkor a színintenzitás nem túl diverz.

Az MI folyamat futtatása során a szegmentálás nagyon időigényes, ha azt a teljes képen végezzük el. Ezért az eredeti képet feldaraboltuk kisebb részekre, kezdetben 530x530-as méretűekre, majd későbbi futtatások során 460x460-asokra. A kontúrok megtalálásában jól teljesített a neuronháló, azonban a maszkok vastagsága jelentősen meghaladja az EKG görbék vastagságát. Az eredményül kapott adatsorok összevetése során jól látható volt, hogy a vonalak vastagságbeli differenciájából adódtak a pontatlanságok. Ezért a maszkokat egy utófeldolgozásnak vetettük alá, amely során ezeket a görbékét vékonyítottuk, és így jelentősen növekedett a neuronháló pontossága.



1. sz. táblázat

Heurisztika / MI	Dice koefficiens (Heurisztika / MI)	IoU (Heurisztika / MI)
Minimum	73,99% / 81,68%	58,72% / 69,04%
Maximum	75,01% / 98,64%	60,01% / 97,31%
Átlag	74,55% / 94,18%	59,43% / 89,35%
Medián	74,53% / 96,83%	59,41% / 93,86%

Kiértékelésünkhöz két mértéket alkalmaztunk, a Dice koefficiens és az Intersection over Union (IoU) módszereket. Hiv. [11]. A Dice koefficiens két minta közötti hasonlóság mértéke, ahol a nagyobb százalékos érték nagyobb pontosságot jelent. Az IoU mérték egy objektum detektáló algoritmus pontosságát határozza meg egy adathalmazon. A képhalmazunk a PhysioNet adatbázisából előállított 900 képből, valamint a zajokkal generált további 3600 képből állt.

Összefoglaló táblázatunkban (1. sz. tábl.) feltüntettük mind a heurisztikus megközelítés, mind az MI legjobb eredményeit. A mélytanuló modell pontosabb adatsorokat képes előállítani, valamint az EKG görbe megtalálásában is jobban teljesít. A heurisztikus módszer rosszabbul teljesít a változatos képi jellemzőkből adódóan.

### Kitekintés a jövőbe

Mindkét megközelítésünk folyamatos fejlesztés alatt áll. A különböző képi manipulációkkal előállított tanító adathalmazt tovább bővíthetjük, akár más generatív modellek bevonásával. A StyleGAN egy Nvidia által fejlesztett modell, amelynek segítségével egy meglévő képhalmazra alkalmazhatjuk egy másik képhalmaz külső tulajdonságait úgy, hogy az eredeti képeket is megtartsuk. Hiv. [12]. További igény az EKG papíron megjelenő eltérő csatorna eloszlások támogatása, valamint a digitalizáláson túlmutató EKG felvételek kiértékelése.

### Konklúzió

Rohamosan fejlődő világunkban az okoseszközök egyre nagyobb képességekkel bírnak, amelyekkel már az asztali gépek, laptopok által kiszolgált igények jelentős része kielégíthető. Az eszközök programozhatósága, a szenzorok vezérelhetősége lehetőséget nyújt arra, hogy a szenzorok által keletkezett adatok helyben kezelhetőek és

feldolgozhatóak legyenek. Ez nyit kaput a papír alapú EKG felvételek helyben történő digitalizálására, illetve a digitális jelek feldolgozására. Kutatásunkban egy heurisztikus és egy mélytanuló algoritmussal digitalizáltuk a papír alapú felvételeket. Méréseink során a neuronháló bizonyult eredményesebbnek a heurisztikus módszerrel szemben. A digitalizálás több, mint 90%-os pontossággal történik meg, azonban az adatbázisunk növekedésével a pontosság tovább javítható.

## Köszönetnyilvánítás

A kutatást az EFOP-3.6.1-16-2016-00008 azonosítójú, EU társfinanszírozású projekt támogatta.

## Hivatkozások

- [1] M. S. Thaler, The Only EKG Book You'll Ever Need, Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] Fabio Badilini et al., "ECGScan: A Method for Conversion of Paper Electrocardiographic Printouts to Digital Electrocardiographic Files", Journal of Electrocardiology, Vol. 38, No. 4, pp. 310-318, 2005.
- [3] Chen Shangyu - BirdEye - an Automatic Method for Inverse Perspective Transformation of Road Image without Calibration, 09 Jul 2015  
Elérhető: <https://csyhhu.github.io/2015/07/09/IPM/>  
Megnyitva: 2019. október 16.
- [4] A. Nolan, Gaussian Blur – ARM  
Elérhető: <http://www.arannolan.com/documents/gaussian-blur.pdf>  
Megnyitva: 2019. 10. 15.
- [5] OpenCV, Contours : Getting Started  
Elérhető: [https://docs.opencv.org/master/d4/d73/tutorial\\_py\\_contours\\_begin.html](https://docs.opencv.org/master/d4/d73/tutorial_py_contours_begin.html)  
Megnyitva: 2019. október 16.
- [6] PhysioNet  
Elérhető: <https://physionet.org>  
Megnyitva: 2019. október 17.
- [7] D. Szombath and L. Tornóci, EKG-munkafüzet, Gyakorlati tudnivalók (P-sorozat)  
Elérhető: [http://www.sotepedia.hu/\\_media/aok/targyak/kortan/ekg\\_p.pdf](http://www.sotepedia.hu/_media/aok/targyak/kortan/ekg_p.pdf)  
Megnyitva: 2019. október 17.
- [8] J. Brownlee, A Gentle Introduction to Transfer Learning for Deep Learning, 20 Dec 2017  
Elérhető: <https://machinelearningmastery.com/transfer-learning-for-deep-learning/>  
Megnyitva: 2019. október 14.
- [9] Liang-Chieh Chen and et. al., Encoder-Decoder with Atrous Separable Convolution for Semantic Image Segmentation, ECCV, 2018
- [10] R. Patil and R. G. Karandikar, ROBUST ALGORITHM FOR DIGITIZATION OF DEGRADED ELECTROCARDIOGRAM PAPER RECORDS, ICTACT Journal on Communication Technology. 8. 1604-1609. 10.21917/ijct.2017.0236., 2017
- [11] Nigel M. Parsad, Deep Learning in Medical Imaging V, 18 June 2018  
Elérhető: <https://medium.com/datadriveninvestor/deep-learning-in-medical-imaging-3c1008431aaf>  
Megnyitva: 2019. október 15.
- [12] StyleGAN  
Elérhető: <https://github.com/NVlabs/stylegan>  
Megnyitva: 2019. október 16.

## **Elvágópont kereső eljárások háromdimenziós ROC analízis esetén**

Szűcs Mónika<sup>1</sup>, Boda Krisztina<sup>2</sup>, Bari Ferenc<sup>3</sup>  
SZTE ÁOK Orvosi Fizika és Orvosi Informatika Intézet, 6720, Szeged,  
Korányi fasor 9

<sup>1</sup>szucs.monika@med.u-szeged.hu, <sup>2</sup>boda.krisztina@med.u-szeged.hu,  
<sup>3</sup>bari.ferenc@med.u-szeged.hu

**Összefoglaló:** A ROC (Receiver Operating Characteristic) analízis gyakran alkalmazott módszer biomarkerek diagnosztikus hatékonyságának vizsgálatára, nemcsak kettő, de több csoport esetén is. A csoportok elkülönítéséhez szükséges az elvágó pont(ok) meghatározása. Cikkünkben bemutatjuk a két dimenzió esetén elvágópont meghatározására használt Youden-indexet, konkordancia indexet és az „ideális ponttól” vett legkisebb távolság módszerét, majd ezen eljárások általánosítását három-dimenzióra. A három módszer összehasonlítását normális és gamma eloszlású generált adatokon mutatjuk be, és valós klinikai példán is bemutatjuk.

### **Bevezető**

A klinikai kutatások során gyakran feltett kérdés, hogy egy-egy biomarker alkalmas-e a kontroll és a betegcsoport szétválasztására. A ROC analízis széles körben elterjedt módszer az alkalmazott tesztek hatékonyságának elemzésére két dimenzió esetén. Számos módszerrel becsülhető a két csoportot legjobban elválasztó érték. Az előadás a két csoportra kidolgozott módszerek három csoportra történő általánosítását mutatja be.

### **Módszer**

#### ***ROC analízis és elvágópont kereső módszerek két csoport esetén***

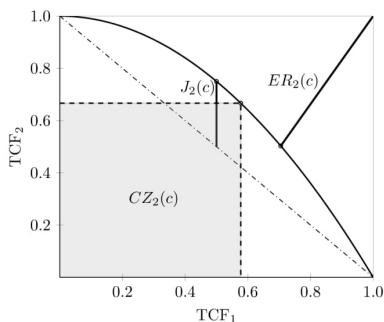
Jelölje  $X_1$  az első,  $X_2$  a második csoport értékeit ( $X_1 < X_2$ ), melyek eloszlásfüggvénye rendre  $F_1$  illetve  $F_2$ . A két csoport értékeinek szétválasztására a  $c$  valós számot, mint elvágópontot használjuk. Ha a vizsgált érték  $c$ -nél kisebb az első, ellenkező esetben a második csoportba soroljuk. az elvágópont bármely lehetséges értéke esetén kiszámolható a valós negatív ( $TCF_1(c) = P(X_1 < c)$ ) és valós pozitív ( $TCF_2(c) = P(X_2 > c)$ ) arány. Ezen ( $TCF_1$ ,  $TCF_2$ ) pontok ábrázolhatók, habár nem a szokásos, de főbb tulajdonságaiban azzal azonos ROC görbét kapunk. A ROC görbe alatti terület (AUC) jellemzi a teszt diagnosztikus hatékonyságát:  $AUC=0,5$  jelenti, hogy a vizsgált marker alkalmatlan a csoportok elkülönítésére,  $AUC=1$

esetén tökéletes szétválasztásról beszélhetünk. Abban az esetben, ha a teszt diagnosztikus hatékonysága megfelelő, szükséges a legjobb elvágópont meghatározása. Számos elvágópont-kereső eljárás közül az orvostudományban a legelterjedtebb a Youden-index. Gyakran használt a konkordancia index, illetve az (1;1) „ideális” ponttól vett legkisebb eltérés módszere is. A három módszer rendre a következő formulákkal számol [1-3]

$$J_2 = \max_c \{ TCF_1(c) + TCF_2(c) - 1 \}$$

$$CZ_2 = \max_c \{ TCF_1(c) * TCF_2(c) \}$$

$$ER_2 = \min_c \sqrt{(1 - TCF_1(c))^2 + (1 - TCF_2(c))^2}$$



1. ábra A Youden index, a konkordancia index és az „ideális” ponttól vett legkisebb távolság módszerének geometriai interpretációja.

### ***ROC analízis és elvágópont kereső módszerek két csoport esetén***

A ROC analízis és a bemutatott elvágópont kereső eljárások általánosíthatók három (illetve több) csoport esetére. [4]

Az előzőekhez hasonlóan jelölje  $X_1 \sim F_1$ ,  $X_2 \sim F_2$ ,  $X_3 \sim F_3$  ( $X_1 < X_2 < X_3$ ) a három rendezett csoport értékeit és eloszlásfüggvényeit. A csoportok elválasztására a  $c_1 < c_2$  elvágó pontokat használjuk, melyek bármely lehetséges értéke esetén kiszámolható a helyes diagnózisok aránya:

$$TCF_1 = P(X_1 < c_1), \quad TCF_2 = P(c_1 < X_2 < c_2), \quad TCF_3 = P(X_3 > c_2)$$

Ábrázolva a  $(TCF_1, TCF_2, TCF_3)$  pontokat, kapjuk a ROC felületet. Hasonlóan az AUC-hez definiálható a ROC felszín alatti térfogat (VUS). Három csoport esetén a VUS alkalmas a teszt diagnosztikai hatékonyságának mérésére:  $VUS = 1/6$  a teszt diagnosztikai alkalmatlanságát,  $VUS = 1$  a tökéletes szétválasztást jelenti. Megfelelő diagnosztikus hatékonyság esetén az elvágópont kereső eljárások általánosíthatók három dimenzió esetére:

Youden-index:

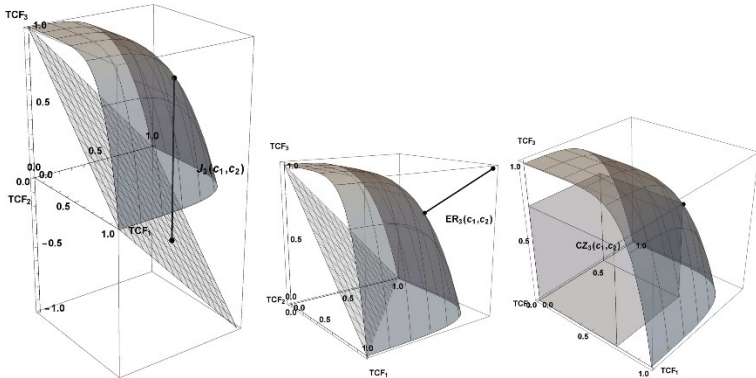
$$J_3 = \max_{c_1 < c_2} \{ TCF_1(c_1) + TCF_2(c_1, c_2) + TCF_3(c_2) - 1 \}$$

Konkordancia-index:

$$CZ_3 = \max_{c_1 < c_2} \{ TCF_1(c_1) * TCF_2(c_1, c_2) * TCF_3(c_2) \}$$

Az „ideális” ponttól vett legkisebb eltérés módszere:

$$ER_3 = \min_{c_1 < c_2} \sqrt{(1 - TCF_1(c_1))^2 + (1 - TCF_2(c_1, c_2))^2 + (1 - TCF_3(c_2))^2}$$



2. ábra A Youden index, a konkordancia index és az „ideális” ponttól vett legkisebb távolság módszerének geometriai interpretációja három dimenzió esetére.

### ***A három elvágópont kereső eljárás összehasonlítása szimulációval***

Több tanulmány is vizsgálja különböző eloszlások, elemszámok esetén a három elvágópont kereső eljárás által meghatározott elvágópontok egymáshoz való viszonyát kettő dimenzióban. Cikkünkben normál, illetve gamma eloszlású adatok esetén összehasonlítjuk a három módszer által becsült elvágópontokat.

A generált adatok alapján becsült ( $c_{est}$ ) és az empirikus ( $c_{opt}$ ) elvágópontok összevetéséhez minden modell esetén kiszámoltuk a relatív bias  $E \left( \frac{c_{opt} - c_{est}}{c_{opt}} \right)$  és az átlagos négyzetes eltérés (MSE)  $E \left( (c_{opt} - c_{est})^2 \right)$  értékét.

## Eredmények

Mind normál, mind gamma eloszlás esetén a három elvágópont kereső módszer különböző pontpárokat ad. A becült elvágópontok között a  $\hat{c}_{1ER} < \hat{c}_{1CZ} < \hat{c}_{1J}$  és  $\hat{c}_{2J} < \hat{c}_{2CZ} < \hat{c}_{2ER}$  relációk figyelhetők meg

A Youden-index által becült elvágópontok esetén a  $TCF_1$  és  $TCF_3$  értéke magas, a középső csoport esetén alacsony a helyes diagnózisok aránya. A konkordancia index és az ideális ponttól vett legkisebb távolság módszere a  $TCF_2$  értékére ad magasabb a  $TCF_1$ ,  $TCF_3$  értékére alacsonyabb értéket.

## Módszereink alkalmazása klinikai adatokra

Munkánk során a calprotectin székletmarker eredményeit vizsgáltuk az SZTE I. Belgyógyászati Klinikáján vastagbélbetegség gyanúja miatt kolonoszkópiára beutalt betegek adatai alapján. A betegeket három csoportba soroltuk: kontroll, adenómás és tumoros csoport.

A három dimenziós ROC felszín alatti terület:  $VUS=0,64$ . A Youden index által meghatározott elvágópontok:  $\hat{c}_1=122$  és  $\hat{c}_2=251$ . Ezen értékek mellett a kontroll csoportnál 0,757, az adenómás csoportnál 0,222 a helyes diagnózisok aránya.

A konkordancia index és az „ideális” ponttól vett legkisebb eltérés módszerével ugyanazokat az elvágópontokat kaptuk:  $\hat{c}_1=43$ ,  $\hat{c}_2=251$ . Ekkor a helyes diagnózis aránya a kontroll csoportban 0,351, az adenómás csoportnál 0,528.

## Következtetés

Háromdimenziós ROC analízis esetén a cikkünkben ismertetett elvágópont kereső eljárások különböző értékeket adnak. Youden index esetén az első és harmadik csoport a hangsúlyos, a konkordancia index és az „ideális” ponttól vett legkisebb távolság módszerek a középső csoport esetén adnak magasabb helyes diagnózis arányt. Ezt figyelembe kell venni, mikor az elvágópontokat becsljük.

## Hivatkozások

- [1] Youden W.J. (1950). Index for rating diagnostic test. *Cancer* (3) 32-35
- [2] Perkins N.J. and Schisterman E.F. (2006) The inconsistency of optimal cut-point using two ROC based criteria. *American Journal of Epidemiology* (163) 670-675
- [3] Liu X. (2012) Classification accuracy and cut-point selection. *Statistics of Medicine* (31) 2676-2686
- [4] Nakas C.T. and Yiannoutsos C.T. (2004) Ordered multiple-class ROC analysis with continuous measurements. *Statistics in Medicine* (23) 3437-3449

## **Telemonitorozott tréninggel elérhető változások a metabolikus szindrómás betegeken**

Dr. Ábrahám Erzsébet Judit<sup>1</sup>, Máthéné Köteles Éva<sup>2</sup>, Dr. Vágvölgyi Anna<sup>3</sup>,  
Szűcs Mónika<sup>4</sup>, Rafael Beatrix PhD.<sup>1</sup>, Prof. Dr. Lengyel Csaba<sup>3</sup>,  
Barnai Mária PhD.<sup>2</sup>, Dr. Kósa István PhD.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>SZTE ÁOK Orvosi Rehabilitációs és Fizikális Medicina Tanszék,  
office.rehab@med.u-szeged.hu, 6720, Szeged, Korányi fasor 8-10

<sup>2</sup>SZTE ETSZK Fizioterápiás Tanszék, gyogyt@etszk.u-szeged.hu  
6726, Szeged, Temesvári krt. 31

<sup>3</sup>SZTE ÁOK I.sz. Belgyógyászati Klinika, office.in1st@med.u-szeged.hu,  
6720, Szeged, Korányi fasor 8-10

<sup>4</sup>SZTE ÁOK Orvosi Fizika és Orvosi Informatika Intézet,  
office.dmi@med.u-szeged.hu, 6720, Szeged, Korányi fasor 9

**Összefoglaló:** A metabolikus szindrómás, magas kardiovaszkuláris kockázatú személyek rizikóstatuszában az életmódrendezése, ezen belül a rendszeres fizikai tréning megvalósulása kulcsfontosságú. A szerzők azt vizsgálták, kereskedelmi forgalomban lévő fitnesz alkalmazás segítségével milyen tréning adherencia érhető el, ezen tréninggel milyen szintű változások hozhatók létre a bevont személyek antropometriás paramétereiben, terhelési kapacitásában, illetve laboratóriumi eredményeiben.

### **Bevezető**

Metabolikus szindrómának azt a tünetegyüttest tekintjük, melyben a hasi elhízás, a vérnyomás szabályozás, a cukoranyagcsere, a trigliceridek, illetve speciális koleszterin frakciók rendellenességei társulnak[1], mely állapot a kardiovaszkuláris halál bekövetkeztének 1,8-szoros növekedésével társul a következő 15 évben [2]. A fejlett világ országaiban ezen kórállapot a népesség közel negyedét érinti, mely arány az idősebb korosztályokban egyre nő (23,5% → 40,6%) [3] A Nemzetközi Cukorbeteg Szövetség (IDF) a metabolikus szindróma kezelésének frontvonalába az életmódi intervenciót állítja, a fizikai aktivitás növelésével, az étkezési szokások megváltoztatásával 5-10%-os testsúlycsökkenést célozva. A fizikai aktivitásszint megváltoztatása ugyanakkor komoly kihívást jelent az egészségügyi ellátórendszerrel szemben. A tréning adherencia a tréning monitorozással egyértelműen javítható.

## Célkitűzés

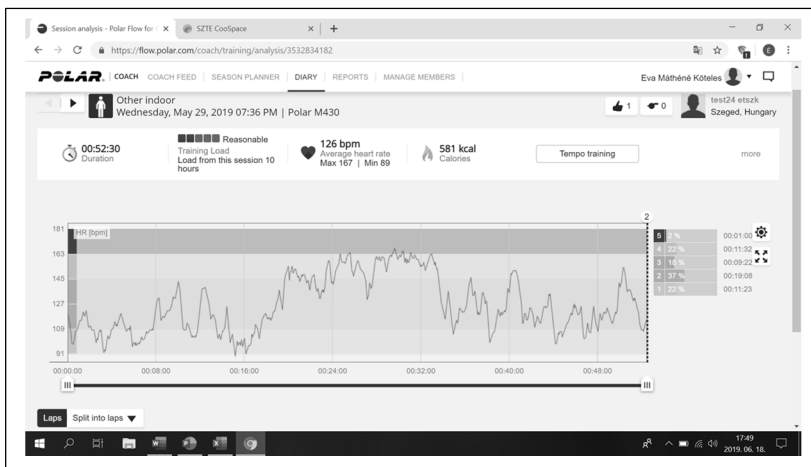
Kereskedelmi forgalomban kapható, elérhető árú szívfrekvencia monitorozó szenzorrendszer, és hozzá kapcsolódó felhő alapú adattovábbító rendszer alkalmazásával elérhető hatások felmérése metabolikus szindrómás betegeken.

## Módszer

Vizsgálatunkba 29 beteget, 17 férfit, 12 nőt vontunk be, akik átlagéletkora  $49,86 \pm 9,03$  év volt. Minden bevont beteg a vizsgálat indításakor részletes állapotfelmérésen esett át, mely tartalmazta az antropometriás adatok rögzítését (testsúly, testmagasság, has-, derék- és csípőkörfogat), bioimpedencia alapú testtömeg analízissel a zsírtömeg meghatározását (Viscan, TANITA BC, Japan), a terhelési kapacitás megítélését 6 perces járateszt, illetve terheléses EKG (CardioSys, MDE Diagnostic, Walldorf, Németország) segítségével. Rögzítettük a betegek bevonást megelőző egy hónapban készült labor eredményeit.

A betegekkel a funkcionális állapot felmérést követően gyógytornász egyénileg egyeztetett az otthoni körülmények között, a hét 3-5 napján elvégzendő, heti minimum 150 perc időtartamú tréningekről, meghatározta az egyéni tréning pulzus tartományt és betanította a betegeket a tréning alatti szívfrekvencia monitorozás technikájára. A betegek közül 19 fő otthoni tréningjeinek monitorozására Polar H10 (Kempele, Finnország) elektromos szívfrekvencia monitorozó mellpántot kapott. Az adatgyűjtés ezen szenzor esetében a párosított androidos mobiltelefonon futó applikáción (Polar Beat) volt indítható, illetve leállítható. Az applikáció a tréning végén az adatokat automatikusan szinkronizálta a rendszerhez integrált felhő szolgáltatásba (<https://flow.polar.com/coach>). A tréninget felügyelő gyógytornászok az adatokat tetszőleges browserből át tudták tekinteni megfelelő azonosítást követően (1. Ábra). 10 beteg a tréning alatt optikai szívfrekvencia monitorozó karórát (Polar M430) használt, mely önállóan alkalmas volt a tréning monitorozás indítására, illetve leállítására, de az adatok vezeték nélküli szinkronizálása a felhő szolgáltatás irányába önálló interakciót igényelt egy androidos mobiltelefonon futó applikáció (Polar Flow) révén. A következő három hónapban a beteg otthonában önállóan végezte a tréningeket, amit heti rendszerességgel ellenőrzött a gyógytornász, és vezetett email üzenet, vagy telefonkapcsolat révén. A három hónap elteltével az indulási vizsgálatokat megismételtük. A vizsgálatot az ETT TUKEB engedélyezte. Az etikai engedély szám 50780-2/2017EKU.





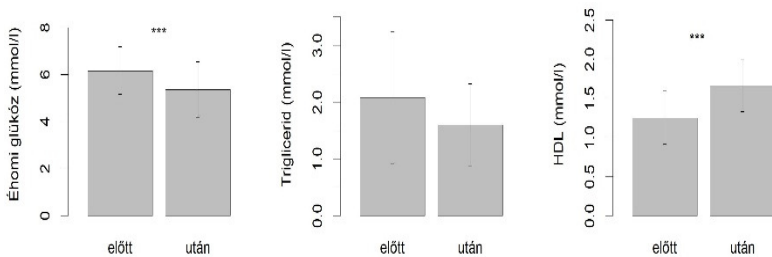
1. Ábra Polar flow tréning monitorozó felhő szolgáltatás képernyőképe

## Eredmények

Vizsgálatba bevont személyek testsúlya induláskor  $99,32 \pm 23,55$  kg volt, melyhez  $33,18 \pm 6,53$  BMI és  $34,2 \pm 8,35$  % zsírárány társult. Haskörfogatuk  $113,86 \pm 14,64$  cm, derékkörfogatuk  $107,57 \pm 14,97$  cm, csípőkörfogatuk  $115,43 \pm 14,8$  cm volt. Hat perces járástávolságuk  $535,32 \pm 59,16$  m, terhelhetőségük módosított bruce protokoll szerint mérve  $10,97 \pm 2,24$  MET volt,  $840,4 \pm 170,77$  sec perc terhelési idővel. Éhomi vércukor értékük induláskor  $6,13 \pm 1,03$  mmol, triglicerid szintjük  $2,14 \pm 1,12$  mmol/l, HDL-koleszterin szintjük  $1,23 \pm 0,32$

A három hónapos otthoni tréninget a 29 beteg eredményesen elvégezte. A heti átlagos tréning idő  $161,84 \pm 121,96$  perc volt.

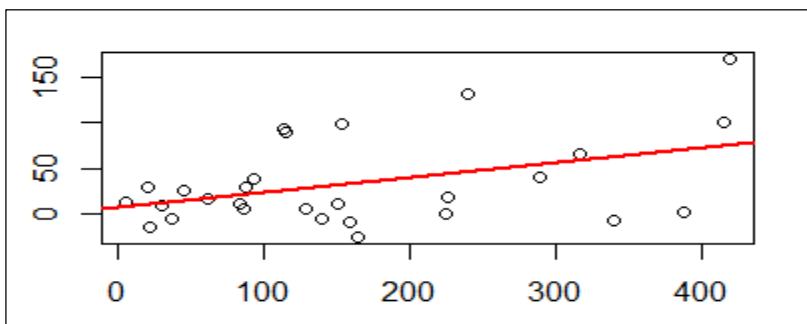
A három hónapos monitorozást követően szignifikáns változás volt kimutatható a következő paraméterekben: A derékkörfogat  $107,57 \pm 14,97$  cm-ről  $104,26 \pm 14,49$  cm-re, a csípőkörfogat  $115,43 \pm 14,8$  cm-ről  $112,14 \pm 13,58$  cm-re csökkent ( $p < 0,001$ ), a háskörfogat  $113,86 \pm 14,64$  cm-ről  $111,47 \pm 16,57$  cm-re csökkent ( $p < 0,05$ ), a 6 perces járástávolság  $535,32 \pm 59,16$  m-ről  $568,75 \pm 57,68$  m-re nőtt ( $p < 0,001$ ), a maximális terhelhetőségük  $10,97 \pm 2,24$  MET-ről  $12,05 \pm 2,07$  MET-re nőtt ( $p < 0,001$ ), a terhelési idő  $840,4 \pm 170,77$  s-ről  $933,56 \pm 181,29$  s-ra nőtt ( $p < 0,05$ ), a vércukorszint  $6,13 \pm 1,03$  mmol/l-ről  $5,58 \pm 1,67$  mmol/l-re csökkent ( $p < 0,001$ ) és a HDL koleszterin szint  $1,23 \pm 0,32$ -ről  $1,63 \pm 0,34$ -re nőtt ( $p < 0,001$ ). (2. Ábra)



2. Ábra Laboratóriumi paraméterek változása

A megfigyelési periódus alatt nem változott szignifikáns mértékben a testtömeg, a BMI és a triglicerid szint.

A heti átlagos tréninggel töltött idő a 6 perces járástávolság változásával korrelált egyértelműen ( $R=0,43$ ,  $p=0,024$ ) (3. Ábra), tendenciózan együtt változott a csípőkörfogat csökkenéssel ( $R= 0,3$   $p= 0,117$ ) illetve a HDL-koleszterin szint növekedéssel ( $R=0,32$   $p=0,124$ )



3. Ábra Tréninggel töltött idő és 6 perces járástávolság változás összefüggése

## Megbeszélés

Három hónapos távmonitorozott tréning programmal szignifikáns javulás érhető el a metabolikus szindróma számos paramétere vonatkozásában metabolikus szindrómás betegekben. A távmonitorozással a betegek jelentős részében jó tréning adherencia érhető el, bár mindig kell számolni alacsony tréning intenzitású betegek jelenlétével. A heti tréning intenzitás egyértelműen összefügg a terhelési kapacitás 6 perces járótavolsággal leírható változásával.

A tréning hatása a betegek lelki egyensúlyára, a különböző monitorozó rendszerek összehasonlítása további elemzések tárgyát képezik.

Ezen könnyen hozzáférhető távmonitorozó rendszerek új lehetőséget nyitnak meg magas kardiovaszkuláris rizikójú betegek nagy tömegének rizikócsökkentésének levezetésére.

**Támogatás:** A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg. EFOP-3.6.1-16-2016-00008.

## Hivatkozások

- [1] K. G. M. M. Alberti et al., “Harmonizing the Metabolic Syndrome A Joint Interim Statement of the International Diabetes Federation Task Force on Epidemiology and Prevention; National Heart, Lung, and Blood Institute; American Heart Association; World Heart Federation; International A,” *Circulation*, vol. 120, no. 16, pp. 1640–1645, Oct. 2009.
- [2] T. S. Church et al., “Metabolic syndrome and diabetes, alone and in combination, as predictors of cardiovascular disease mortality among men.,” *Diabetes Care*, vol. 32, no. 7, pp. 1289–94, Jul. 2009.
- [3] O. H. Franco, J. M. Massaro, J. Civil, M. R. Cobain, B. O’Malley, and R. B. D’Agostino, “Trajectories of entering the metabolic syndrome: the framingham heart study.,” *Circulation*, vol. 120, no. 20, pp. 1943–50, Nov. 2009.

## Névmutató

Ábrahám.....	79	Tölgyesy.....	46
Bánhalni.....	69	Tuboly.....	25
Bari.....	75	Vágvölgyi.....	79
Barnai.....	79	Vassányi.....	13, 36
Bilicki.....	69	Vassy.....	36
Bursza.....	58	Vathy.....	7, 13
Boda.....	75		
Bodor.....	46		
Csontos.....	30		
Czégel.....	69		
Dinya.....	64		
Elgendy.....	19		
Harmati.....	13		
Heckl.....	30		
Hegedűs.....	1		
Jánki.....	69		
Kósa.....	13, 36, 79		
Kozmann.....	25		
Köteles.....	78		
Lakos.....	69		
Lányi.....	19, 46, 52		
Lengyel.....	79		
Rafael.....	79		
Ráthonyi.....	64		
Sándor.....	58, 64		
Surján.....	41		
Szabó.....	46		
Szakonyi.....	13		
Szekér.....	7		
Szücs.....	79, 75		