

Gondolatok a bioelektromos képalkotó rendszerek szükségességéről

Dr. Kozmann György, Pannon Egyetem, Információs Rendszerek Tanszék

A ma elterjedten használt orvosi képalkotó eljárások (CT, MRI, PET, SPECT stb.) képrekonstrukciós eljárásainak alapját a Radon transzformáció adja, amelyről bizonyítható, hogy egyértelmű megoldást szolgáltat. Elvi nehézségek miatt, a klinikai gyakorlatban jelenleg nem rendelkezünk noninvazív bioelektromos képalkotó eljárással, pedig az alap kutatási eredmények egyértelműen bizonyítják, hogy azok a jelenlegi módszereket lényegesen felülmúló diagnosztikai információt szolgáltatnának. A dolgozat körvonalazza a bioelektromos képalkotó elkészítésének elvi problémáját, valamint vázlatosan bemutat egy fejlesztés alatt álló rendszert, amely az agyi plaszticitással kapcsolatos bioelektromos jelenségek megjelenítésére készül.

BEVEZETÉS

A XX. század legfontosabb mérnöki vívmányai között mindenképpen fontos helyet foglal el az orvosi képalkotó rendszerek kidolgozása [1]. A több Nobel-díjjal is honorált alap kutatási eredmények megjelenésétől a klinikailag használható képalkotó eszközök kifejlesztéséig eltelt idő átíveli az egész XX. századot. Miután az eszközök az orvos mindennapi munkájának részévé váltak, forradalmasították az egészségügyi ellátást. Az új technika elterjedésének sebessége és a klinikai hasznosítás módszereinek kidolgozása lenyűgöző méreteket öltött, és ölt a mai napig is.

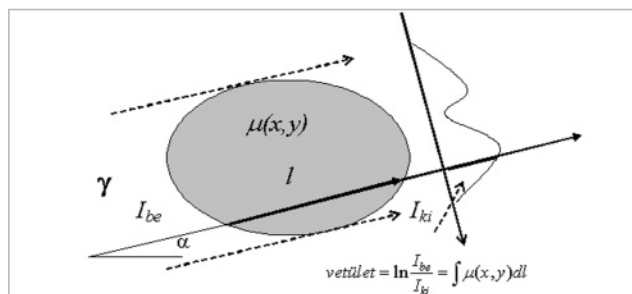
Érdekes áttekinteni, hogy mire is volt szükség a képalkotók kidolgozása érdekében? Az 1. táblázat vázlatos kronológiai adatai közül tekintsük a számítógépes tomográfia (CT) példáját. Ebben a kiragadott technika-történeti áttekintésben, mint cseppben a tenger, több más hasonló rendszer kidolgozásának története is beilleszthető.

év	Alaptudományi felfedezés	Számítás- és mérés technikai eredmény	Orvosi képalkotó bevezetése
1890-1900	γ -sugárzás, radioaktivitás		
1900-1910			
1910-1920	képrekonstrukció-elv		
1920-1930	Radioaktív nyomjelzés		
1930-1940		Kapcsoló áramkörök elmélete	
1940-1950	NMR jelenség, tranzisztor	Neumann számítógép, Mintavételi tétel	
1950-1960		IC kidolgozás	
1960-1970		PDP-1 számítógép	
1970-1980			CT
1980-1990			MRI
1990-			fMRI

1. táblázat

Néhány orvosi képalkotó kialakulásának kronológiája

Ahhoz, hogy 1972-ben megjelenhessen az első számítógépes röntgen tomográf, mindenek előtt szükség volt, a γ -sugárzás felfedezésére (Konrad Röntgen, 1895), a vetületek alapján történő képrekonstrukció matematikai elméletére (Johann Radon, 1917), valamint mindarra a mérési és számítási kapacitásra, ami a felmerülő precíziós mérések és nagymennyiségű számítási műveletek elvégzésére alkalmas. Megjegyezhető, hogy a ma működő legtöbb képalkotó esetben (CT, MRI, SPECT, PET), a vetületekből történő képrekonstrukció elve azonos, jóllehet, hogy a részletekben különbségek, járulékos feladatok is vannak. Elvi jelentőségű, hogy Johann Radon, majd később a CT fejlesztés kapcsán Allan M. Cormack is bebizonyította, hogy minden olyan fizikai mennyiség (pl. a μ röntgen sugárgyengítési tényező) eloszlása a test valamely x, y metszetében egyértelműen meghatározható, ha elegendően sok irányból mérni tudunk olyan „vetületeket” amelyek minden egyes pontja úgy adódik, mint a kérdéses μ mennyiség vonalintegrálja (1. ábra). Az ábra egy α szög alatt érkező γ sugár útját mutatja be, és azt a képletet, amellyel a testbe belépő és kilépő sugárintenzitásokból (I_{be} és I_{ki}) a μ sugárgyengítési tényező l menti vonalintegrálja kiszámítható. A bemutatott módon értelmezett vetületekből (a készülékek első generációjában) translációs és rotációs pásztázással több száz készült egy mérés során, amiből Radon-elve alapján a $\mu(x, y)$ metszeti kép kiszámítható, majd a jól ismert módon ábrázolható. A metszeti képelemek számítása természetesen rengeteg ismeretlen meghatározását igényli, ami manuális eljárásokkal nem végezhető el. Ez magyarázza, hogy a használható képalkotó megjelenéséig miért kellett mindenképpen megvárni, amíg a korszerű számítógépek első generációi megjelentek. A számítástechnika fejlődéséből egy-két mérföldkövet kiemelve, szükség volt a modern számítástechnikát elvileg megalapozó Neumann-elv kidolgozására (1945), a tranzisztor majd az integrált áramkörök felfedezésére (1947 és 1958), végül megfelelő operációs rendszerekre, programozási nyelvekre és számítógépekre (60-as évek).



1. ábra

Egyszerűsített ábra a Radon-elv magyarázatához. A képrekonstrukció alapja: a vizsgált fizikai mennyiség vonalintegrál formában felírható „vetületeinek” sokasága

IGÉNY BIOELEKTROMOS KÉPALKOTÓKRA

Az emberi szervezet működésének alapvető részét képezik a bioelektromos jelenségek, következésképpen számos noninvaszív és invazív eljárást dolgoztak ki ezek vizsgálatára. Ezek közül a hagyományos noninvaszív bioelektromos mérések, különösen az EKG, az orvosi gyakorlat legelterjedtebben használt vizsgáló eljárásai közé tartozik. Az EKG értelmezés minden sikere ellenére ismert azonban, hogy egyes, a gyakorlati élet szempontjából fontos elváltozások (pl. acut myocardialis infarctus, AMI) a bioelektromos források (értsd a szív) szintjén „azonnal” érzékelhetők, a testfelszínén, különösen akkor, ha csak a konvencionális EKG pontjaiban történik a mérés, nem feltétlenül [2,3]. Irodalmi adatok szerint, AMI esetében a klasszikus 12 elvezetéses EKG érzékenysége kb. 50%, azaz 100-ból 50 esetben negatív eredmény szolgáltat [4]. Az EKG diagnosztikai használhatóságát korlátozza az is, hogy érzéketlen egyes bioelektromos elváltozásokra, például a szívizom repolarizáció térbeli inhomogenitásának vizsgálatára. Ugyanakkor sokszorosan bizonyított, hogy a szív szintjén fellelhető ez, – a hirtelen szívhalál rizikójának felismerése szempontjából alapvető – információ. Az említett két, de még sok más esetben is, az elektrokardiológia diagnosztikai paraméterei lényegesen megjavíthatók lennének bioelektromos képalkotókkal, amelyek a szerv szinten térben és időben helyesen mutatják az aktiválható szövetek bioelektromos forrásainak makroszkopikus dinamikáját [5].

A kardiológiai vizsgálatok mellett az agyi folyamatok lényegének megértésében és a gyakorlati terápiás eljárások kidolgozásában is szerepet játszhatnak a bioelektromos képalkotó rendszerek. Példaként tekintsük az agyi plaszticitás tulajdonságainak vizsgálatát. Plaszticitás alatt az agynak az a képessége értendő, amely lehetővé teszi (pl. stroke után) az agyi tevékenység részleges átrendeződését, egyes funkciók „átvállalását” a sérült részekről. A folyamatok kísérletes követése feltételezi ugyanazon páciens ismételt vizsgálatát, esetleg jelentős időközökkel. Ahhoz, hogy az ilyen típusú vizsgálatok helyesen legyenek értelmezhetők, olyan metodika kidolgozása szükséges, amely a mérések térbeli felbontását, valamint a mérések technikai reprodukálhatóságát magas szinten garantálja, hiszen a várható effektusokhoz tartozó kéreg felületek kis kiterjedésűek, a funkciók átrendeződése geometriailag az eredeti központ közelében várható, tehát a folyamatra vonatkozó térbeli adatok kis helykoordináta változást eredményeznek. (Természetesen az átrendeződés nem csupán egyes funkciók kismértékű eltolódását, hanem a mérhető jelek egyes paramétereinek módosulását is eredményezi, aminek vizsgálata szintén része a kivizsgálásnak.) Szerv szinten az agykérgi aktivitás vizsgálatának legdirektebb módját a bioelektromos képalkotó szolgáltathatja, bár létezik más, indirekt lehetőség is, így pl. a funkcionális mágneses rezonancia vizsgálat (fMRI). Legtöbb előny a módszerek kombinálhatóságától várható, hiszen pl. az fMRI relatíve rossz időbeli felbontását lényegesen túlszárnyalhatja a bioelektromos képalkotó, ugyanakkor a térbeli felbontásban az fMRI lehet a jobb.

A BIOELEKTROMOS KÉPALKOTÁS ELMÉLETI MEGALAPOZÁSA

A CT típusú képrekonstrukciós eljárásokkal ellentétben a bioelektromos jelenségek esetében nem tudunk a Radon-elvnek megfelelő „vetületeket” előállítani, következésképpen a forrásszámítás megoldására gyökeresen más módszerekre van szükség. Bizonyítható az is, hogy a noninvaszív módon mérhető testfelszíni potenciál adatokból nem lehet egyértelműen előállítani az azt létrehozó forráseloszlást, azaz ugyanazt a testfelszínen mérhető potenciáloszlást, elvileg végtelen sok forráselrendezés képes létrehozni [6]. A megoldások sokaságából a biológiai jól értelmezhető megoldást a forrásokra vonatkozó bizonyos megszorító elvárások megfogalmazásával lehet kiválasztani. Ilyen megszorítás lehet, pl. a kardiológiai képalkotók esetében, ha csak az olyan forráseloszlást keressük, ami az epicardiumon helyezkedik el. Bizonyítható módon ez a forráseloszlás számszerűen azonos azzal a potenciáloszlással, amit az epicardiumon mérhetnénk, amennyiben a mérőeszközzel ahhoz hozzáférnénk. Ez azt jelenti, hogy számítással képesek vagyunk a testfelszínén megjelenő potenciáloszlást „visszavetíteni” az epicardiumra, ahol minden szerv szintű bioelektromos esemény jó felbontással látszik, hiszen ott még nem érvényesül a vezető anyagokból felépülő test „szűrő”, a részleteket kisimító hatása. Ehhez „mindössze” ismerni kell a szív (valójában az egész test) geometriáját [6]!

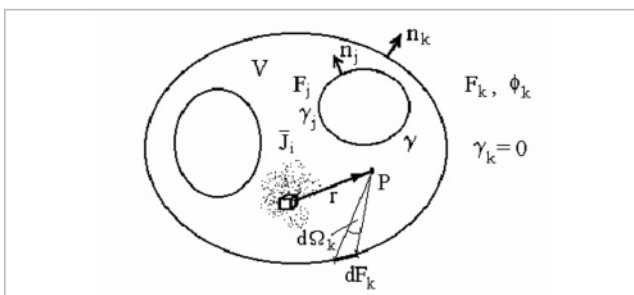
A „visszavetítés” szabályainak megállapításánál elvileg az elektrodinamika legáltalánosabb összefüggéseiből (Maxwell egyenletek) kell kiindulni. A testet felépítő szövetek makroszkopikus anyagtulajdonságainak (konduktivitás, dielektromos állandó, mágneses permeabilitás) kísérletes vizsgálata, valamint a test méretei alapján kimutatható, hogy a jelátvitel szempontjából (első közelítésben) a szövetek rezisztívnek tekinthetők, továbbá, hogy a „visszavetítés során” nem szükséges hullám-egyenletekkel számolni. Ilyen egyszerűsítésekkel a testnek, mint „térfogati vezetőnek” a jellemzésére alkalmas fizikai egyenletek formailag megegyeznek az elektrosztatika egyenleteivel (Laplace egyenlet). Biofizikailag mindez azt jelenti, hogy a diagnosztikai célból megismerni kívánt (relatívén lassan terjedő) biofizikai folyamatok (aktiváció, repolarizáció) által generált idő- és helyfüggő forráseloszlás hatása késleltetés nélkül tükröződik a megfigyelési pontokban (noninvaszív mérések esetében, a testfelszíni pontokban). Az elméletből pontosan meghatározható módon, a testfelszínén mérhető jelek tér- és időfüggése a testgeometriával és a vezetőképeséssel súlyozott módon tükrözi a belső bioelektromos folyamatok tér- és időfüggő változásait.

A kvantitatív levezetéseket mellőzve, az alábbiakban közöljük a számítások egy összefüggését, annak érdekében, hogy láthatóvá váljanak azok a mennyiségek, amelyek a bioelektromos képalkotás során méréssel határozandók meg, valamint azok a mennyiségek, amelyeket számolni kell (2. ábra):

$$\varphi(P) = \frac{1}{4\pi\gamma(P)} \left(\iiint_V \mathbf{J}_i \nabla \frac{1}{r} dV - \sum_{j=1}^n \iint_{F_j} [\varphi_j(\gamma_j'' - \gamma_j')] d\Omega_j + \iint_{F_k} \varphi_k \gamma_k d\Omega_k \right)$$

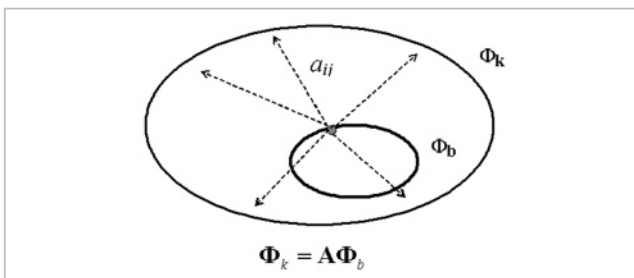
ahol:

- J_i**: az aktivált szövetekben lévő térbeli áramdipólus-sűrűség vektor (primer források, pontozott terület)
- γ**: vezetőképesség a P megfigyelési pontban
- γ_j'** és **γ_j''**: a j tartományt határoló felület belső és külső oldalán a vezetőképesség (az ábrán nincs feltüntetve)
- j**: homogén (belső) résztartományok indexe
- k**: a külső (levegővel érintkező) résztartomány indexe (a testen kívül γ_k=0!)
- r**: a P megfigyelési pont és valamely primer v. szekunder forrás távolsága (szekunder források a körülhatárolt, γ_j vezetőképességű tartomány felületén helyezkednek el)
- dΩ_k**, **dΩ_j**: az a térszög, amely alatt a P megfigyelési pontból az F_k külső, ill. az F_j belső inhomogenitásokat (különböző szerveket) határoló felületek háromszögelt elemei látszanak.
- V**: térfogati vezető (maga az emberi test, a különböző szervekkel együtt)



2. ábra
Sematikus, egyszerűsített magyarázat a bioelektromos jelenségek kvantitatív leírására szolgáló jelölések értelmezéséhez

Amennyiben a képkalkotás során megelégszünk az epicardiumon (ill. a cortexen) mérhető potenciáeloszlás meghatározásával (azaz mindössze a test különböző szöveteinek a részleteket simító hatását kívánjuk eltüntetni), akkor a részleteket átugorva, a következő alakú végeredményhez jutunk a mért testfelszíni és az azt létrehozó szerv szintű (epicardium, ill. cortex) források kapcsolatára (3. ábra):

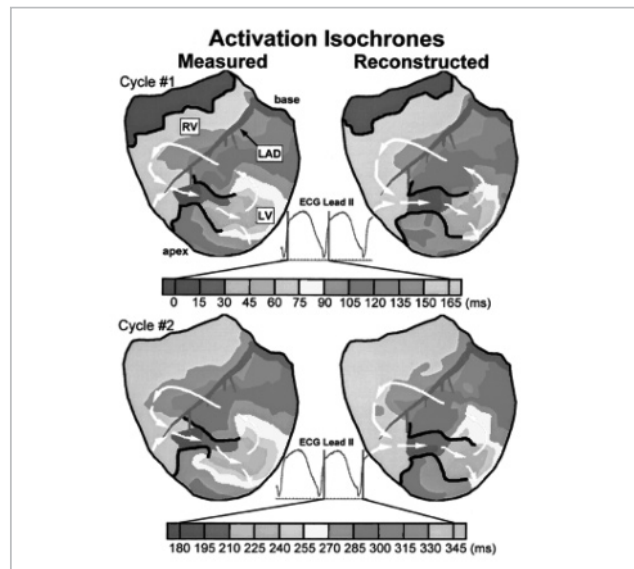


3. ábra
A külső testfelszín (mért) potenciálterének és a kijelölt belső felület (pl. cortex vagy epicardium) potenciáltere közötti kapcsolat

Az összefüggésben szereplő **A** mátrix **a_{ij}** elemei kizárólag a térfogati vezető geometriájától ill. a résztartományok

vezetőképességétől függenek. Formailag a kapott eredmény ugyan három betűből áll, de ezek vektorokat és mátrixokat jelentenek, tehát végeredményben egy nagyon sok ismeretlenes lineáris egyenletrendszerre vezetnek. Ráadásul a konkrét megoldás során a probléma „ill-posed” jellege miatt, használható megoldás a különféle „regularizációs eljárásokkal” nyerhető, de ezek kellően ismertek [6].

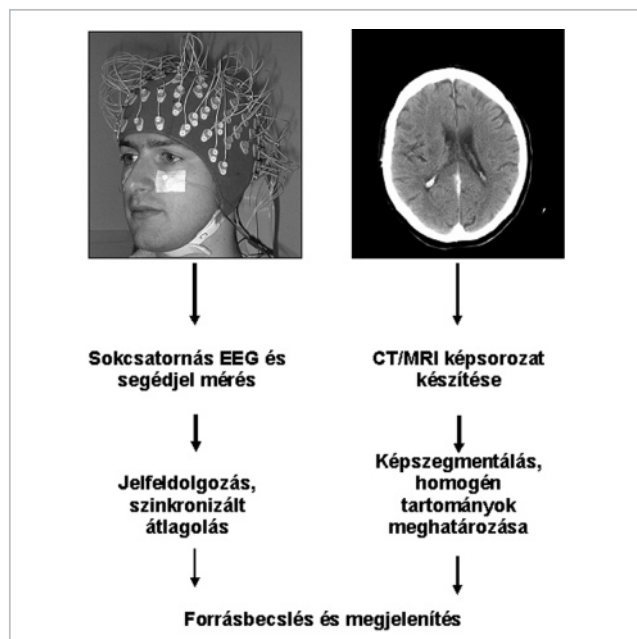
A fentiekben ismertetett gondolatmenet alapján, a testfelületén végzett 100-200 elektródás mérésekkel jóminőségű becslés adható a szív külső felületén (epicardiumon) mérhető potenciáeloszlásra. Ez a becslés akár 1 msec gyakorisággal, potenciál-térképek sorozatával képes bemutatni a szív elektromos tevékenységét. Mód van azonban ebből a térképsorozatból olyan tömörített ábrák származtatására is, mint amilyenre a 4. ábra mutat be példát. Az ábra két egymást követő ciklusban mutatja az aktivációterjedés izokronjait, frontális nézetben. Összehasonlítva a bal ill. a jobb oldali oszlopban látható képeket látható, hogy a direkt módon, a szíven végzett mérések és a matematikai úton a testfelszíni adatokból számolt térképek igen hasonlóak, tehát a vázolt bioelektromos képkalkotó eljárás valóban alkalmas a klinikai döntésekhez szükséges képek kinyerésére, és noninvazív módon lehetővé teszi az aritmia különböző mechanizmusainak részletes felderítését [7, 8]. (A közölt ábra egy bonyolult validációs kísérletből származik [7].)



4. ábra
A kamrai aktiváció terjedése kamrai tachycardia esetén, két egymást követő ciklusban. Az aktiváció izokronjait színekódolt ábrázolás érzékelteti. A vastag fekete vonalak jelzik a blokk helyét, a fehér nyílak a hullámfront terjedésének irányát mutatják. Az ábra bal oldalán az epicardiumon mért aktiváció terjedés ábrája látható, a jobb oldalon pedig, az inverz számítás eredménye

A BIOELEKTROMOS KÉPALKOTÁS MEGVALÓSÍTÁSÁNAK GYAKORLATI LÉPÉSEI

Az alábbiakban a Pannon Egyetemen és az MTA MFA-ban fejlesztett képkalkotó rendszer példáján mutatjuk be a fontosabb feladatokat, a 5. ábra segítségével.



5. ábra
Az agy elektromos működésének vizsgálatára készülő rendszer blokkvázlata

A mérőrendszer az EEG-ben megszokottnál lényegesen nagyobb számú mérési pontról (esetünkben 128 pontról) gyűjt unipoláris (esetleg bipoláris) jeleket, a mérősapkába épített aktív elektródák segítségével [9]. Megjegyzendő, hogy egyes kísérleti validáló eljárások szerint a 128 elektródás mérőrendszerrel kevesebb elektródát tartalmazó rendszerek még jelentős részleteket veszíthetnek a cortex potenciál topográfiájából. A reprodukálhatóság érdekében a villamos mérések mellett, – egy különleges berendezéssel – rögzítésre kerül a különleges mérősapkába épített elektródák pontos helye is, egy anatómiailag definiált koordináta-rendszerben, annak érdekében, hogy a villamos mérések helykoordinátái illeszthetők legyenek a CT vagy MRI eljárással rögzített fejmodellhez.

A mérés elképzelhető spontán tevékenység esetén, vagy kiváltott inger regisztrálásakor. A mi alkalmazásunk esetében a középső ujj dobolásához szinkronizálva történik egy szinkronizált átlagolás, amely a kiválasztott időablakban az átlagolt időablakok számának négyzetgyökével fordított arányban növeli a jel/zaj viszonyt. Egy-egy sokcsatornás EEG vizsgálat „egyetlen mintának” tekinthető az időtengely mentén, amely a „pillanatnyi” (egészségi) állapotot jellemzi (még akkor is, ha csupán az adatgyűjtés 1/2-1 órát tesz ki). Egyes makroszkópikus agyi elektromos folyamatok (pl. a plaszticitás jelensége) jellemzése azonban csak ismételt mérések sorozatával lehetséges, az időbeli folyamatokat leíró mintavételi tétel diktálta gyakoriság mellett.

A forrásbecslés során a térfogati vezető villamos tulajdonságait – a korábbi egyenletek alapján – részartományként homogénnek és izotrópnak szokás tekinteni. Miként a módszertani összefoglalóból is kiderült, a forrás meghatározás többszörösen is bonyolult feladat. Egyrészt pontos méréseket igényel, másrészt nagy a számításigénye. A számítás elvégzésében természetesen nagy segítséget nyújtanak a korszerű számítógépek, de sok múlik a módszerek helyes megválasztásán is [10, 11].

Az eredmények megjelenítése során a „brain mapping” lényeges új (szemléleti) eleme a hagyományos EEG vizsgálatokhoz képest, hogy az időbeli viselkedés megismerése mellett (tipikusan 1ms-os felbontással), eredményeket szolgáltat a bioelektromos jelenségek térbeli viselkedéséről is, topográfiai térképek sorozata segítségével. A megjelenítés kihasználja, hogy pontos adatok állnak rendelkezésre a fej és az agy anatómiájáról, így képfúziós eljárással elérhető, hogy a számított elektromos források a valós geometriájú cortexre vetítve jelenjenek meg.

ÖSSZEFOGLALÁS

A szervezet (makroszkópikus) bioelektromos jelenségeinek noninvazív jellemzése bioelektromos képalkotó rendszerekkel, szakmai szempontokból mindenképpen indokolt előrelépést jelentene, hiszen diagnosztikai paraméterei lényegesen meghaladnák a konvencionális bioelektromos mérések paramétereit, egyes esetekben kiváltva drágább és bonyolultabb vizsgálatok elvégzését. Annak ellenére, hogy a rendszerek létrehozása érdekében évtizedek óta intenzív és eredményes elméleti és kísérletes munka folyik, a módszer mai napig nem foglalta el méltó helyét a klinikailag használt képalkotó rendszerek családjában. Sokáig a késés oka a bioelektromos képalkotás számításigényes módszertani nehézségeire volt visszavezethető, valamint arra, hogy igényes, nagy térbeli felbontású rendszerhez a villamos mérési adatok mellett pontos geometriai adatok ismeretére is szükség van (ismételt mérések esetén legalább az első alkalommal). A villamos képalkotók ideje napjainkban jött el, amikor a geometriai adatok mérésére alkalmas CT vagy MRI készülékek számos helyen rendelkezésre állnak, így ezt az új modalitást egy PACS rendszerbe integrálva teljes értékű vizsgálatok lennének végezhetőek. Fontos megemlíteni, hogy maguk a bioelektromos képalkotók (a ma már rutin feladatnak tekinthető technológizálás után) minden bizonnyal lényegesen kedvezőbb árfekvésben készíthetők el, mint a ma ismert többi rendszer. Fontos, hogy az ismételt használat költsége alig haladná meg a mai EKG vagy EEG vizsgálatok árát és komplexitását.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Az agyi jelenségek bioelektromos képalkotó rendszerével kapcsolatos kutatásokat az NKFP 2/004/04 pályázat támogatta.

IRODALOMJEGYZÉK

- [1] <http://www.greatachievements.org>
- [2] Navarro C, Owens C, et al.: Prehospital 80-LAD mapping: does it add significantly to the diagnosis of acute coronary syndromes? J. Electrocardiol. 36 Suppl 127-132. 2004.
- [3] Nash MP, Bradley CP, Paterson DJ.: Imaging electrocardiographic dispersion of depolarization and repolarization during ischemia: simultaneous body surface and epicardial mapping. Circulation. 2003, 107(17):2257-63.
- [4] Braunwald, E (ed): Heart Disease. A Textbook of Cardiovascular Medicine. 5th edition. Saunders Inc. Philadelphia, 1997.
- [5] Ramanathan C, Ghanem RN, Jia P, Ryu K, Rudy Y.: Non-invasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia. Nat Med. 2004, 10(4):422-8.
- [6] Gulrajani RM: Bioelectricity and Biomagnetism. John Wiley Inc., New York, 1988.
- [7] Burnes JE, Taccardi B, Rudy Y: A noninvasive imaging modality for cardiac arrhythmias. Circulation. 2000 Oct 24; 102(17): 2152-8.
- [8] Kléber AG, Rudy Z: Basic mechanisms of cardiac impulse propagation and associated arrhythmias. Physiol. Rev. 84: 431-488, 2004.
- [9] Ryyanen OR, Hyttinen JA, Laarne PH, Malmivuo JA.: Effect of electrode density and measurement noise on the spatial resolution of cortical potential distribution. IEEE Trans Biomed Eng. 2004, 51(9):1547-54.
- [10] Yvert B, Crouzeix-Cheylus A, Pernier J.: Fast realistic modeling in bioelectromagnetism using lead-field interpolation. Hum Brain Mapp. 2001, 14(1):48-63.
- [11] Ermer JJ, Mosher JC, Baillet S, Leah RM.: Rapidly recomputable EEG forward models for realistic head shapes. Phys Med Biol. 2001, 46(4):1265-81.

A SZERZŐ BEMUTATÁSA



Dr. Kozmann György az MTA doktora, a Pannon Egyetem Információs Rendszerek Tanszékének tanszékvezető egyetemi tanára, az MTA MFA Biomechnikai Osztályának vezetője és tudományos tanácsadója. Szakmai érdeklődése elsősorban a bioelektromos mérő és képalkotó eljárásokra, a távdiagnosztikai módszerekre, valamint a döntéstámogató eljárásokra terjed ki. Ezekben a területeken az elmúlt öt évben több (NKFP, IKTA, GVOP) kutatási kon-

zorcium vezetőjeként dolgozott. Az International Society of Electrocardiology, valamint az International Medical Informatics Association vezetőségi tagja. Alapító tagja a Veszprémi Egyetem Informatikai Tudományok Doktori Iskolájának, tagja az MTA Informatikai Bizottságának, az MTA Számítástechnikai és Automatizálási Bizottságának, valamint az Orvosi Informatikai Munkabizottságnak, a Magyar Rektori Konferencia Orvos-és Egészségtudományi Bizottságának. A VEAB Egészségügyi Munkabizottságának, illetve az NJSZT Orvosbiológiai Szakosztályának elnöke, az IME főszerkesztője.

IME konferencia naptár 2006

VII. Outsourcing Konferencia

Helyszín: Hotel Stadion Budapest
Időpont: 2006. október 18.

VI. Kontrolling Konferencia

Helyszín: Hotel Stadion Budapest
Időpont: 2006. november 29.

Larix Kiadó Kft.

1089 Budapest Kálvária tér 3. 333-2434 210-2682
ime@imeonline.hu, larix@larix.hu www.imeonline.hu, www.larix.hu