

Távközlési Kutató Intézet, Orvostovábbképző Intézet és MTA
Központi Fizikai Kutató Intézet

Testfelületi potenciál- és gyorsulás-térképek adaptív redukálása

Shakin, V.V., Préda I., Kozmann Gy. és Breuer P.

Bevezetés

Nagymennyiségű adatok redukálása célszerű a kardiológia területén is (5). A probléma megoldása különösen a szív elektromos- és rezgésterének testfelületi leképezésénél bevezetett új módszereknél aktuális. E módszerek igen hasznosak a szív elektromos és mechanikai viselkedésének tanulmányozásánál. Az elektromos potenciálok testfelületi térképei (Surface Potential Map - SPM) nagyszámu EKG elvezetés időbeli szimultán mintavételezésével nyerhetők. A mintavételi frekvencia úgy választandó meg, hogy a szív elektromos működésének gyors változásai is követhetők legyenek, így pl. a QRS komplexum alatt. Ez a frekvencia azonban nagymennyiségű redundáns térkép adatot eredményez a lassú változásoknál. A testfelület gyorsulástérképei (Surface Acceleration Maps - SAM) accelerogramok (PKG) rendszere alapján képezhető, amelyek ugyancsak időben mintavételezett függvények. Itt a mintavételezési frekvencia értékét az első és második szivhangról nyert információ megőrzése határozza meg. A két jelenség között itt is túl sok a redundáns adat. Mindezen redundanciák csökkentésére ismertetünk egy módszert. Az eljárás kiválasztja az összes mérési térkép közül azokat, amelyek tartalmazzák a szív elektromos és mechanikai működése során adódó jellemző változásokat. Továbbiakban csak ezek térképszerű ábrázolására van szükség.

EKG adatok

Férfipáciensekről nyert 138 elvezetéses felvételeket dolgoztunk fel. A bal mellkasi tájékon az elektródákat sűrűbben helyeztük

el a szivkörnyék hatékonyabb "elektromos feltérképezése" céljából. A sokelvezetéses, időben hosszú EKG felvételből egy 100 ms időtartamu intervallumot kiemeltünk, amely a teljes QRS komplexumot tartalmazza. A 400 Hz-es mintavételezési frekvencia következtében 40 darabból álló BSP térképsorozatot (Body Surface Potential) kaptunk erről a tartományról. A felvétellel kapcsolatos adatrögzítésről, digitalizálásról egy másik cikkben részletesebben beszámolunk.

A felvétel után, a sok elvezetés és az időhossz következtében adódó nagymennyiségű adat igazolja a komprimálási célkitűzés jogosságát.

PKG adatok

A feldolgozandó adatokat itt is az előbb említett páciensekről kaptuk a testfelület 31 pontjához csatlakozó accelerométer segítségével. A 31 felvételi pozíció részét képezi a 138 EKG elvezetés elektródapozícióinak (1). A 31 elvezetést - amelyek közül egy, a hosszú felvételi idő alatt viszonylag állandó, referenciaként is szerepel - 500 Hz-es mintavételezéssel nyert 128 szinkronizált mintapont alapján dolgoztuk fel.

A komprimálás módszere

A módszer matematikai háttérét a szerzők már korábbi cikkben ismertették (2). Később az eljárást Frank-féle elvezetésrendszerrel nyert EKG és VKG görbék komprimálására használták (3). Jelen cikkünkben az ottaniaknak 138 elvezetéses SPM és 31 elvezetéses SAM adatokra történő kiterjesztését és tapasztalatait ismertetjük. Az érthetőség kedvéért azonban röviden áttekintjük az elmélet lényegét:

Legyen $\varphi_i(t)$ a sziv elektromos tartományának testfelületi potenciálfüggvénye (vagy a sziv mechanikai rezgésének felületen észlelhető gyorsulós függvénye) az i -edik elvezetésben ($i = 1, \dots, m$), és ez a $t = j \Delta t$, ($j = 1, \dots, n$), időpontokban áll rendelkezésünkre. A (2)-beli algoritmus alapján ezen függvényekhez négyzetes közép értelemben szakaszonként lineáris, folytonos függvényt illesztünk:

$$f_i(t) = [(t_{k+1} - t) f_i(t_k) + (t - t_k) f_i(t_{k+1})] / (t_{k+1} - t_k), \quad t_k \leq t \leq t_{k+1}$$

ahol a $t_1 \leq t_2 \leq \dots \leq t_p$ töréspontokat adaptív módon időben szekvenciálisan választjuk úgy, hogy a Fisher-féle kritériumnak megfelelő alábbiakban következő követelmény fennálljon: az illesztés

$$\varepsilon_k^2 = \max_{1 \leq i \leq m} \sum_{t=t_k}^{t_{k+1}} |\varphi_i(t) - f_i(t)|^2$$

hibájára teljesüljön, hogy a zaj szórásnégyzet-tartományán belül essék. (A zaj szórásnégyzetét EKG esetén a P-Q jelmentes tartomány alapján becsültük, PKG-nál pedig a jel/zaj viszonyt a priori 20-nak - 5 % zaj - feltételeztük.)

Továbbiakban csak az $\{f_i(t_k) - t_k\}$ értékészlet tárolása szükséges a teljes adatmennyiség ($\{\varphi_i(t)\}$) helyett. EKG esetén a korábban említettek alapján pl.: $m = 138$, $n = 40$, $t = 2,5$ ms, és p értéke 15 és 19 között mozgott.

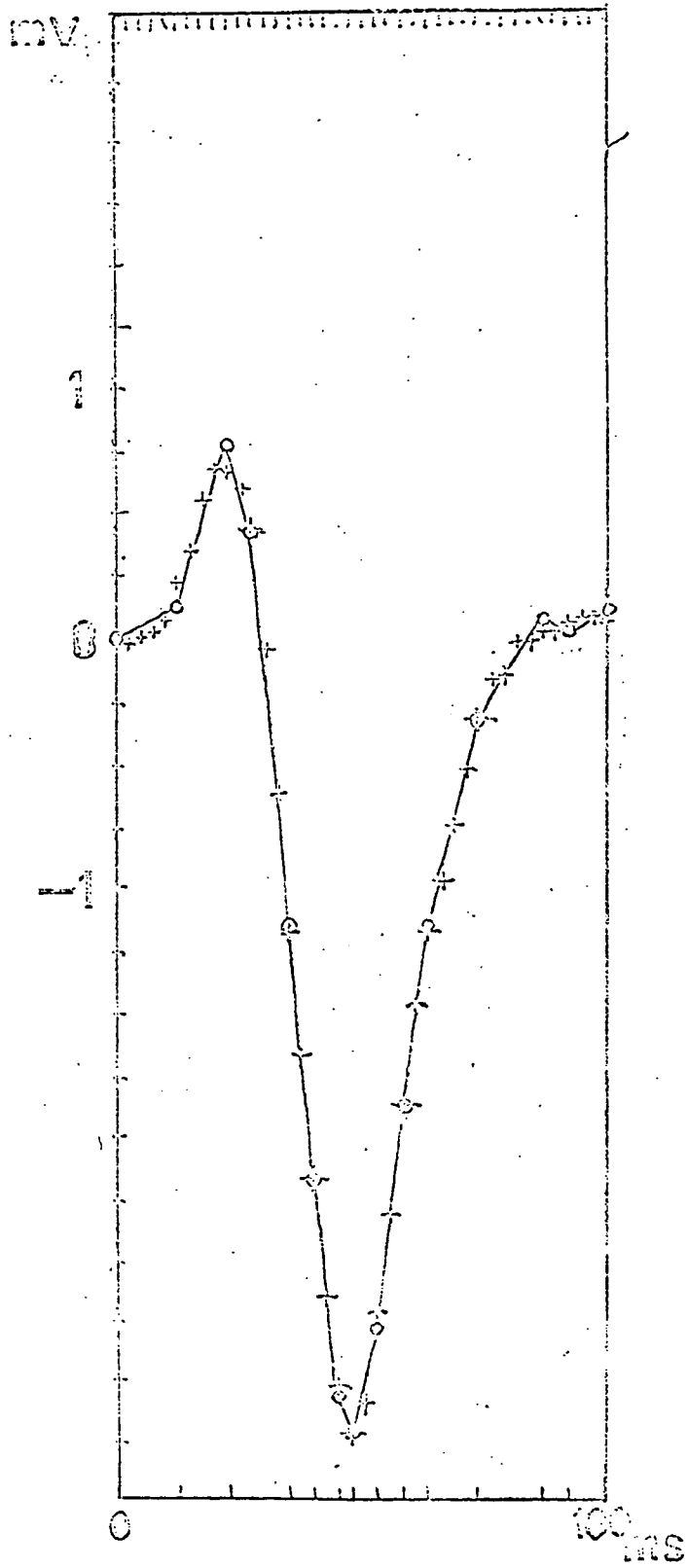
Ezek után a kiválasztott, ill. az azok alapján rekonstruált elhagyott térképek információtartalmát összevetettük az eredeti adathalmazzal.

Eredmények és kiértékelés. EKG

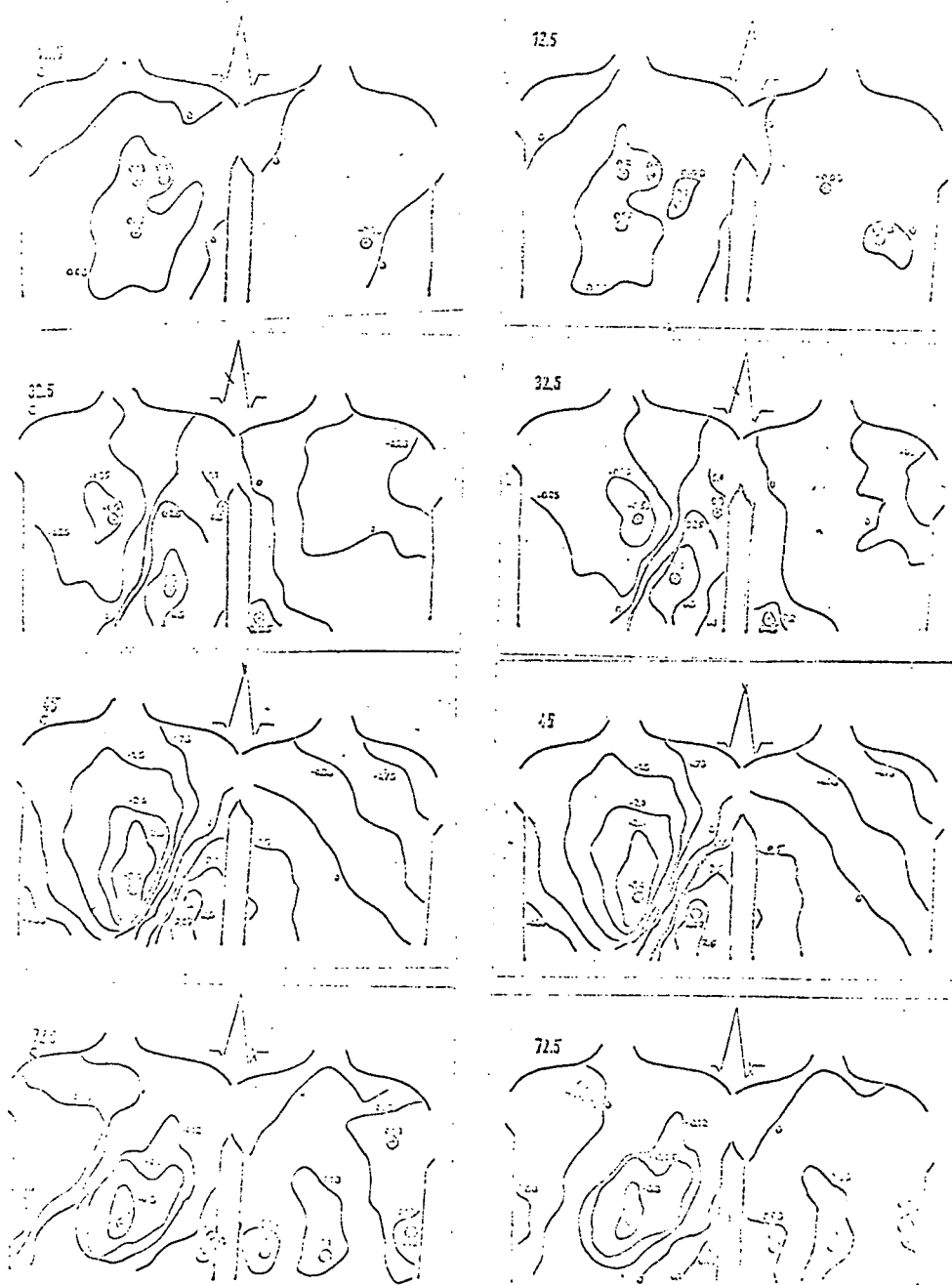
A zaj becsült szórásnégyzete valamennyi elvezetés esetén (mindig a P-Q intervallum alapján) kisebb volt $0,001 \text{ mV}^2$ -nél. Az 1. ábra a V2 prekardiális elvezetés közelében elhelyezkedő 38 sz. unipoláris mellkasi elvezetés esetén mutatja be komprimált és az eredeti adatokat.

A 2. ábra néhány BSP térképpárt ábrázol, a baloldaliak a komprimált (vagy abból rekonstruált), a jobboldaliak az eredeti adatokhoz tartoznak.

A módszer értékes tulajdonsága, hogy szűrőként is működik, s mint digitális szűrő elegendő mértékben elnyomja a különböző forrásokból származó, többnyire nagyfrekvenciás zajokat, javítva ezáltal



1. 6bra



2. ábra

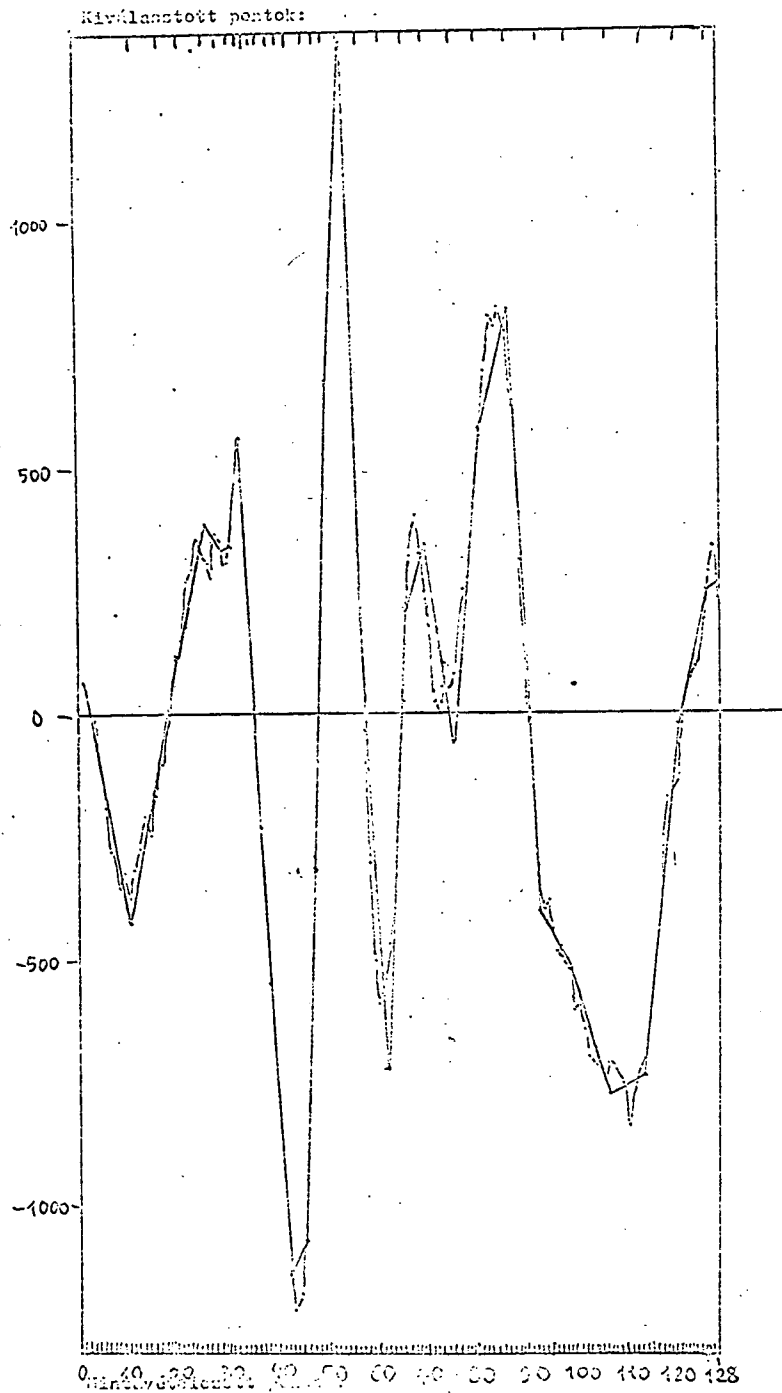
a jel/zaj viszont. A 12,5 és 72,5 ms-ban (2. ábra) felvett térképek esetén az eredetiek és a rekonstruáltak a szűrő-tulajdonosság következtében bizonyos mértékig eltérnek egymástól: az alacsony jelszintű maximum és minimum pontok száma nem azonos.

A 32,5 ms-os időpillanatonál mind az eredeti, mind a redukálás után nyert kép jól jellemzi a jobb kamraüregi epikardiális áttörést.

A 45 ms-os képeknél jóformán semmi eltérés nincs a két térkép között. Valamennyi újonnan kapott térkép ugyanolyan mértékben és jószággal használható a szív működés analizisekor, mint az eredeti adatok. Az 1. ábráról világosan kitűnik, hogy a redukált jelek jól követik az eredetiek vonalát. Fontos kiemelni, hogy valamennyi elvezetésnél - ez áll PKG-ra is - ugyanazon időpontban történt a megjegyzendő érték kiválasztása. Ez természetesen elvezetésenként kedvezőtlenebb komprimálási arányt okoz, mint ha azt csak önmagában álló jelként redukálnánk, viszont összességében sokkal kevesebb adatot kell így megjegyezni. A másik esetben ugyanis valamennyi elvezetésnél külön kell megadni a tárolt pontok időadatait, melyek párhuzamos feldolgozásnál közösek.

A komprimálási arány, vagyis az eredeti és a kiválasztott térképek számainak hányadosa EKG esetében általában 2-3. Ez a szám viszonylag kedvező, ha figyelembe vesszük, hogy csak a legintenzívebb szív működési szakaszra, a QRS komplexumra vonatkozik. Ennél sokkal magasabb arány (várhatóan 6-10) érhető el a teljes szív működési periódus feldolgozásakor, ahol a lassu változásoknál sokkal ritkábban szükséges egy-egy jellemző térképet megjegyezni. Végülis kijelenthetjük, hogy valamennyi fontos, az eredeti mért adatok által tartalmazott információ megőrződik a komprimálás során. A komprimált adatokból levezettük valamennyi dipoláris és kvadripoláris összetevőt (4).

Az ismertetett adaptív adatkomprimáló eljárás összekapcsolható a jól ismert egyéb adatredukációs módszerekkel, másrészt viszont az eredeti adatokból előállított faktoranalízis-eredmények előállíthatók a redukált adatokból is alkalmas súlyozott korrelációk felhasználásával. Utóbbi esetben a számítás időigénye sokkal kisebb, mivel az alkalmazott módszer egyszerűbb a faktoranalízisnél (6).



3. ábra

PKG

Az említett jel/zaj becsült viszony mellett négyszeres adatkomprimálást értünk el. A 3. ábra egy elvezetés esetén mutatja az illeszkedés minőségét a mért görbéhez. Látható, hogy az eredeti PKG görbe valamennyi fontos jellemzője megőrződött a további analízis céljaira.

Köszönetnyilvánítás:

A szerzők megköszönik B. Taccardi professzornak a konzultációk során nyújtott értékes segítségét.

Irodalom

- (1) Kozmann, Gy., Préda, I., Shakin, V.V., Szlávik, F., Antalóczy, Z.: Computer-aided method for the comparison of surface potential and acceleration maps, IEEE Conf. on Computers in Cardiology, St. Luis, USA, 1976.
- (2) Shakin, V.V., Breuer, P.: Adaptive least-squares spline fitting the vectorial signals, Proc. Conf. on Digital Signal Processing, Firenze, 1975.
- (3) Shakin, V.V., Breuer, P., Székely, E., Kobzos, L., Wolf, T., Németh, J.: Adaptive compressing and filtering for vectorial electrocardiograms, Proc. 2nd Int. Congr. on Electrocardiology, Várna, 1975., megjelenik: Advance in Cardiology, 19. köt., S. Karger kiadó, Basel
- (4) Préda, I., Shakin, V.V., Bukosza, I., Csapodi, Cs., Antalóczy, Z.: Quantitative comparison of the dipolar and multipolar content of isopotential surface map, 3rd Int. Congr. on Electrocardiology, Brüsszel, 1976.
- (5) Fischmann, E.J., Weiss, G.H., Weinstein, S., Mehrotra, P.P., McNeel, M.L.: Data-reduced surface potential map display methods, Adv. Cardiol., 16. köt., 98-101 old., S. Karger kiadó, Basel, 1976.
- (6) Scher, A.M., Young, A.C., Meredith, W.H.: Factor analysis of the electrocardiograms, Circulat., Res. 8., 519-526. 1960.
- (7) Shakin, V.V., Csapodi, Cs., Préda, I., Breuer, P.: Adaptive data reduction in body surface mapping, 3rd Int. Congr. on Electrocardiology, Brüsszel, 1976.