Távközlési Kutató Intézet

# Egy vektorkardiográfiai lényegkiemelésről

Kobzos László és Kisbán Sándorné

A QRS hurok számitógépes elemzésével kapcsolatban több probléma merült fel. Most ezek közül kettőről lesz szó.

1. Az EKG-t (háromelvezetéses rendszert használva) egy négyváltozós függvénynek foghatjuk fel, azaz $f = f(x,y,z,t)$ . Ennek ábrázolása és vizsgálata elég nehéz. A szokásos két módszernél az $x(t)$, $y(t)$, $z(t)$ függvényeket, vagy az $y$ $x(t)$ és a $z$ $x(t)$ Lissajous hurkokat ábrázoljuk. Az első esetnél a görbe térbeli menete, a második esetnél a görbe időbeli menete nehezen látható. Ezért felmerülhet az a kérdés, hogy ezek a változók mennyire függetlenek egymástól.

2. Az időfüggvényeket vizsgálva rendkivül nagy változatosság tapasztalható a görbék menete között. Azaz például az egyik páciens első elvezetése +,-,+, a másiké pedig -,+ előjelü, és ez nem mutat lényeges korrelációt a páciens állapotával. Ha e két QRS hurok térbeli képét megszerkesztjük, akkor előfordul, hogy a két görbe menete azonos, de más térnyolcadokon fut keresztül, azaz a sziv elektromos helyzete más. Ezen nagy változatosság a számitógépes elemzést megnehezíti.

E két probléma megoldásához vizsgáljuk meg a QRS hurok különböző vetületeit.

Egy $\underline{V}$ irányu vetülete egy $\underline{E\ (t)}$ vektor-skalár függvénynek a következő :

$$\underline{V}^{*} \cdot \underline{E}(t) , \qquad \text{ahol} \quad |\underline{V}| = 1 .$$

Ennek négyzete :

$$K(t) = \{V^{*}. E(t)\} . \{E^{*}(t) V\} = V^{*} \{E(t). E^{*}(t)\} V .$$

Integrálva egy időtartományra:

$$D = \int_a^b K(t)\, dt = V^{*}. \int_a^b E(t) . E^{*}(t)\, dt . V .$$

Ez koordinátánként:

$$D = V^{*} \begin{Bmatrix} \int x^2 & \int xy & \int xz \\ \int xy & \int y^2 & \int yz \\ \int xz & \int yz & \int z^2 \end{Bmatrix} . V = V^{*}. M.V .$$

Ennek a D mennyiségnek vizsgáltuk a szélsőértékeit. Ezt az M mátrix sajátérték - sajátvektor problémájának nevezik. A megoldás röviden a következő: kiszámitjuk a mátrix elemeit, az elemekből egy harmadfoku egyenlet együtthatóit kapjuk meg, ennek három (pozitiv valós) gyökét ( $\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$) behelyettesitve az $M V_s = \lambda V_s$ egyenletbe, három $V_s$ vektort kapunk. E három vektor egymásra merőleges (a sajátérték - sajátvektor probléma és megoldása bármely alapvető mátrixalgebrai könyvben megtalálható).

Ezután a $V_s$-eket abszolutértéküKkel osztva három V egységvektort kapunk. A $_s$vektor csak az irányt jelöli ki, értelmét a következőképp választjuk meg.

a.) A legkisebb $\lambda$ sajátértékhez tartozó vektor értelme olyan legyen, hogy a z tengely irányából nézve a QRS hurok lefutása az óramutató forgásával azonos irányu legyen.

b.) A legnagyobb sajátértékhez tartozó vektor hegyesszöget zárjon be a maximális hosszu /R/ vektorral.

c.) A közepes $\lambda$ -hoz tartozó vektor értelme olyan, hogy a maximális, középső és legkisebb sajátértékhez tartozó sajátvektorokból alkotott determináns értéke +1.

A fenti eljárással kapott vektorok egységnyiek, merőlegesek egymásra, tehát felfoghatók az eredeti koordinátarendszer elforgatásaként.

Ebben a rendszerben az EKG görbe a következő:

$$G(t) = F \cdot E(t), \quad \text{ahol} \quad F = \begin{pmatrix} V_M \\ V_k \\ V_m \end{pmatrix} \qquad \begin{array}{l} M = \text{maximális} \\ k = \text{közepes} \\ m = \text{minimális} \end{array}$$

A fenti F mátrix 9 eleme 3 skalár változó függvénye (lásd: pl. (2) 271. old). Ezen skalár változók ( $\vartheta$, $\psi$, $\varphi$ ) közül az első kettő a szokásos azimut, és eleváció, a harmadik a rotáció.

A rendelkezésre álló archiv anyagból 30 felvételt vizsgáltunk meg előzetesen.

Ezen kevés minta alapján az eredeti problémákra a válasz a következő:

1.) Ezen transzformációt alkalmazva látszik, hogy a $G_z(t)$ függvény aránylag kicsi. Ezt támasztják alá a $\lambda_M$ és $\lambda_m$ sajátértékek is, melyek két nagyságrenddel eltérnek egymástól. A sajátérték a görbe négyzete alatti terület - az elforgatott rendszernél. Tehát a QRS hurok első közelítésként sik görbének tekinthető. Ezzel a négyváltozós problémát háromváltozósra csökkentettük. Természetesen ennek jogossága esetenként mérlegelendő. A fentieket illusztrálja az 1. ábra felső három-három, transzformált görbéje.

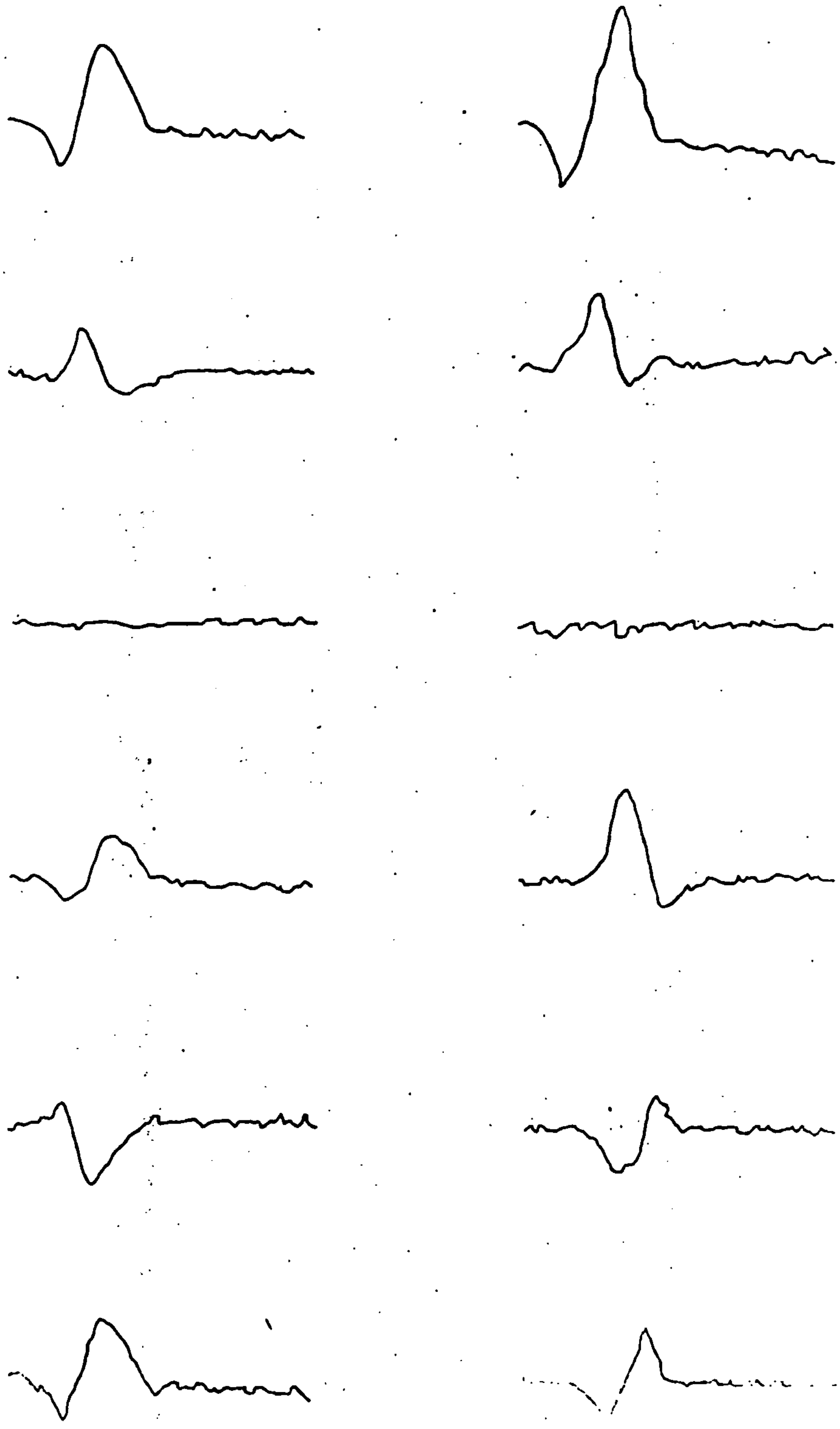
2.) Az időfüggvények változatossága lényegesen csökken a transzformáció után.

A $G_z(t)$ aránylag kicsi, bár a pontos vizsgálatoknál természetesen nem elhanyagolhatóan.

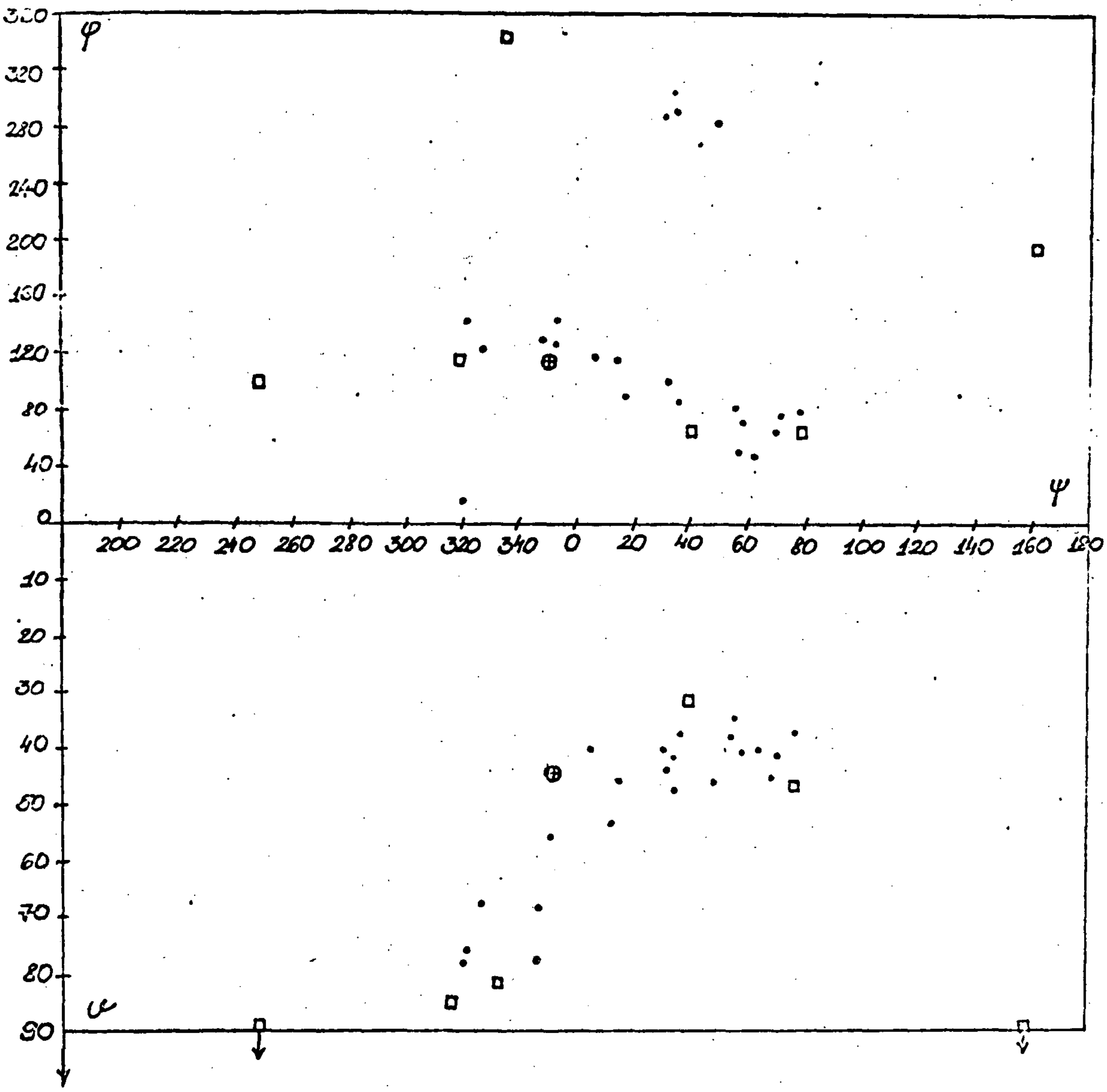
A $G_x(t)$ - mivel az x tengely kis szöget zár be a maximális hosszu vektorral - éles pozitiv maximumot mutat.

A $G_y(t)$, mivel a forgásirány az óramutató járásával egyező, 0,+,0,-,0 menetü.

Az eredeti változatos görbékből tehát három skalár ( $\vartheta$, $\psi$, $\varphi$ ) paramétert és három - viszonylag egyszerü menetü - időfüggvényt kaptunk. Az 1. ábra alsó részén két eredeti, a felső részén pedig a két transzformált görbét ábrázoltuk.



1. ábra


φ
ψ
ϑ
360
320
280
240
200
160
120
80
40
0
200 220 240 260 280 300 320 340 0 20 40 60 80 100 120 140 160 180
10
20
30
40
50
60
70
80
90

2. ábra

A három skalár paramétert a szokásos ábrázológeometriai két képsikos rendszerben ábrázoltuk a 2. ábrán. Itt egy pont két vetülete szerepel. A pontok egészségeseket, a négyzetek ischemiás eseteket, a kereszt pedig egy szivbillentyűhibás esetet jellemez. Ezen kevés anyag alapján is látható, hogy :

A.) Az egészségesekre jellemző szögértékek elég különbözőek.

B.) Két pont két koordinátája lehet közel azonos, mig a harmadik ( $\varphi$ ) koordinátákban erősen eltérhetnek. (Pl.: a $\Psi = 340^o$ - nál lévő négyzet.)

C.) Az egészségesek szórása kisebb, mint a betegeké.

D.) Az egészségesek és betegek szögei közel azonosak lehetnek.

A fentiekből levonható az a következtetés, hogy a három szög a diagnózis szempontjából jelentős információt hordoz magában, de nyilvánvalóan nem az összeset.

Megjegyzés : (1)-ben részben hasonló problémát vizsgáltak. A cikkben azonban sajnos nem szerepel a vektor (csak $V_m$) meghatározásának módszere, és a kitűzött cél ott nem a vizsgálat egyszerűsitése, hanem a diagnosztizálás.

Irodalom

1. Pipberger, H.V., Carter, T.N.: Analysis of the Normal and Abnormal Vectorcardiogram in Its Own Reference Frame, Circulation 25 : 827 (1962.)

2. Bronstejn, I.N., Szemengyajev, K.A.: Matematikai Zsebkönyv, Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1963.