

Tweedimensionele generatorfunksie vir die vektorkardiogram vir gebruik in volumegeleidingsmodelle van die toraks

T A GELDENHUYS, M JOUBERT, S VILJOEN & T HANEKOM

Departement Elektriese, Elektroniese en Rekenaaringenieurswese, Universiteit van Pretoria
 tania.hanekom@up.ac.za

UITTREKSEL

'n Elektrokardiogram (EKG) meet die elektriese aktiwiteit van die hart op die veloppervlak. Volumegeleidingsmodelle van die toraks kan ontwerp word om hierdie metings te simuleer. 'n Generatorfunksie, wat die elektriese aktiwiteit van die hart beskryf, word benodig om hierdie simulaties aan te dryf. Hoewel soortgelyke simulaties van variërende kompleksiteit in die literatuur bespreek word, is daar 'n behoefte aan 'n vereenvoudigde, dog omvattende benadering wat kan dien as inleiding tot die onderwerp of vir gevalle waar 'n eerste-orde-benadering tot die probleem voldoende is. In hierdie artikel word 'n oorsig gegee oor die vektorinterpretasie van die EKG, ook bekend as 'n vektorkardiogram (VKG), in die tweedimensionele menslike frontale vlak. Die afleiding van die ekwivalente elektriese dipool (met ander woorde die kardiaale vektor) vanaf die VKG, wat gebruik kan word as 'n stroombron-generatorfunksie vir volumegeleidingsmodelle wat die EKG simuleer, word bespreek. 'n Prosedure om so 'n volumegeleidingsmodel met die eindige-element-tegniek te implementeer en die vereenvoudigde tweedimensionele generatorfunksie te gebruik, sowel as die resultate daarvan, word bespreek. Die algemene kenmerke van gemete EKG-afleidings stem ooreen met dié wat deur die eenvoudige model voorspel word.

ABSTRACT

Two-dimensional generator function for the vectorcardiogram for use in volume conduction models of the thorax

An electrocardiogram (ECG) measures the electrical activity of the heart on the surface of the skin. Volume conduction models of the thorax can be designed to simulate such measurements. However, to drive such simulations a generator function is required to describe the electrical activity of the heart. Although such simulations, varying in complexity, are discussed in literature, there is a need for a simplified, though comprehensive approach that can be used as a concise introduction to this topic, or for cases where one is primarily interested in first-order approximations of this problem. In this article an overview of the vector interpretation of the ECG, also known as a vectorcardiogram (VCG), is presented in the two-dimensional frontal plane of a human. The derivation of the equivalent electric dipole (i.e. the cardiac vector) from the VCG, which can be used as a current-source generator function for volume conduction models simulating the ECG, is discussed. A procedure for implementing such a volume conduction model with the finite element technique, using this simplified two-dimensional generator function, is discussed and the results are presented. The general features observed in recorded ECG leads agree with those predicted by this simple model.

1. INLEIDING

Die elektrokardiogram (EKG) is die gevolg van periodiese opwekking van die aktiewe weefsel in die hart.¹ Hierdie opwekking veroorsaak 'n elektriese golf wat passief deur die liggaam voortplant en dit moontlik maak om die EKG op die oppervlak van die liggaam te meet. In 'n eenvoudige model kan die elektriese aktiwiteit van die hart as 'n enkele elektriese dipool, die kardiaale vektor, beskryf word. Die vektorinterpretasie van die EKG staan ook bekend as 'n vektorkardiogram (VKG). Die kardiaale dipool is 'n enkel-bron-ekwivalent vir die gemiddelde verspreiding van stroomdigthede wat ontstaan as gevolg van die aktivering van verskillende gedeeltes van die miokard. EKG-metings vanaf elektrodes wat in die frontale vlak van die toraks geplaas word, stel

projeksies van die kardiaale vektor in daardie vlak voor. 'n Funksie wat die kardiaale vektor in tyd en ruimte voorstel, kan dus gebruik word om die EKG-sein op 'n sekere tydstip en plek op die toraks te benader.

Die doel van hierdie artikel is tweërlei: in die eerste plek dien dit as 'n oorsig tot die veld van elektrokardiografie met spesifieke verwysing na die wiskundige formulering van die EKG. In dié opsig dien die artikel as opvoedkundige verwysing vir studente en navorsers in bio-ingenieurswese en fisiologie. In die tweede plek bied die artikel die afleiding van 'n eenvoudige wiskundige funksie aan om die menslike VKG in twee dimensies voor te stel. Hierdie generatorfunksie is ontwerp om as bron te dien in 'n volumegeleidingsmodel van die menslike toraks waarmee die EKG gesimuleer word. Resultate vir die standaard-Einthovenafleidings word met die model gegenereer en bespreek aan die hand van bekende eienskappe van EKG-seine.

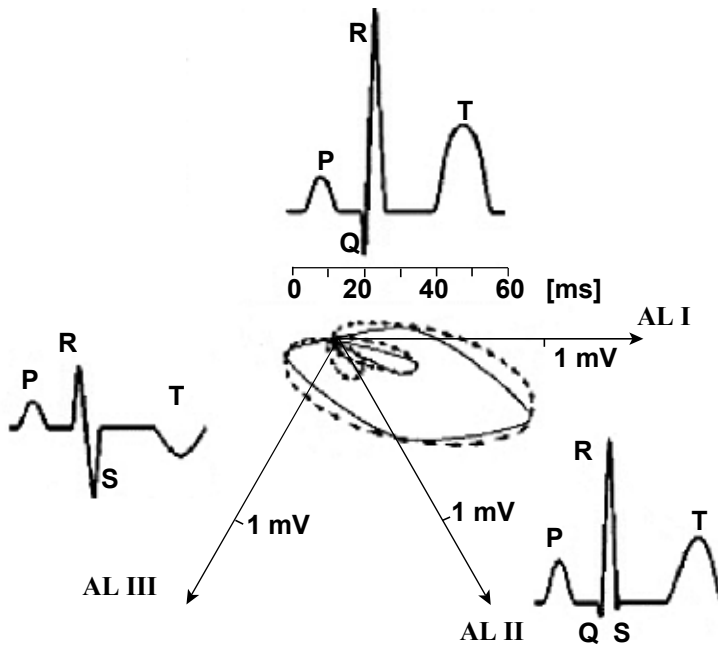
2. AGTERGROND

Deur die jare het elektrokardiografeerders verskeie modelle ontwikkel om die elektriese aktiwiteit van die hart te beskryf. Sommige modelle is meer akkuraat as ander in hul voorspellings, maar die meer akkurate modelle is tipies ook meer uitgebreid en moeilik om te implementeer. 'n Baie vereenvoudigde model van die elektriese aktiwiteit van die hart volg uit die voorstelling daarvan as 'n enkele elektriese dipool, die kardiaale vektor (of dipoolmoment), waar 'n enkele bron ekwivalent is aan die gemiddelde verspreiding van die mikroskopiese stroomdigthede wat met individuele hartselle geassosieer word. Alhoewel dit 'n ooglopende ooreenvoudiging is van die komplekse geometrie van die verskillende aktiewe weefsels in die hart, kan waardevolle insig verkry word deur die model as 'n eerste-orde-benadering tot eksterngemete elektriese potensiale te gebruik. 'n Voorbeeld hiervan sou wees om 'n eerste-orde-skatting te maak van die effek van variërende subkutane vetlaagdikte op die amplitude van die EKG-sein.

Die EKG-golfvorm ontstaan vanuit die depolarisasiepatrone van die hartspier. Depolarisasie van die miokardiale selmembrane genereer aktiewe selmembraanstrome (aksiepotensiale) in die hart. Die resultaat is 'n komplekse tyd-ruimtelike afhanklike elektriese golf wat deur die verskillende hartweefsels voortplant en die spierkontraksie, wat die bloed deur die slagare pomp, veroorsaak.

In sy eenvoudigste vorm bestaan die hart uit die linkeratrium, die linkerventrikel, die regteratrium en die regterventrikel. Prikkeling begin by die sinoatriale (SA) nodus, waarna dit na die atriale gebied versprei. Die SA nodus bestaan uit selle wat spontaan sneller en gee die pas aan vir depolarisasie van die hart. Impulsgeleiding vanaf die SA nodus deur die atria veroorsaak die P-golf (soos in figuur 1 getoon). Elektriese potensiale wat gemeet word, is klein omdat die weefselvolumes van die SA nodus en atria klein is. Die aksiepotensiaal bereik en aktiveer uiteindelik die ventrikulêre spier, wat die QRS-kompleks tot gevolg het. Atriale repolarisasie vind saam met ventrikulêre prikkeling plaas en aangesien dit so 'n klein sein is, kan dit gevolglik gewoonlik nie apart van die normale QRS-kompleks onderskei word nie.² Repolarisasie van die ventrikulêre gebied, waartydens die hartspierselle na hul rustende transmembraanpotensiale herstel, veroorsaak die T-golf. Die verloop van die hartspierkontraksie kan waargeneem word as 'n EKG-sein deur die potensiaalverskil tussen elektrodes op die oppervlak van die liggaam te meet.

Twee elektrodes vorm 'n elektrokardiografiese afleiding in sy eenvoudigste vorm.³ Einthoven se afleidings (Aflidings I, II en III) word voorgestel deur 'n denkbeeldige, gelyksydige driehoek met die hart as die middelpunt. Die sye verteenwoordig die drie standaard-ledemaataflidings wat gevorm word deur die elektrodes aan beide arms en die linkerbeen te koppel. Metings vanaf die drie aflidings stel projeksies van die kardiaale vektor op die frontale vlak van die toraks voor. Die EKG-seine en hul projeksies op die aflidings word in figuur 1 getoon.



Figuur 1: Die projeksies van die kardiaale vektor op die drie afleidingsvektore wat die afleidingsgolfvorms veroorsaak, word getoon. Die tweedimensionele projeksie van die punt van die oorspronklike kardiaale vektor op die veloppervlak word deur die stippellynkurwe in die middel van die figuur getoon. Die benaderde kardiaale vektor word ook in die middel van die figuur met 'n soliede lyn aangetoon. Die oorsprong van die kurwes is by tyd = 0 ms geplaas. AL = afleiding. (Oorspronklike figuur met toestemming van J. Malmivuo en R. Plonsey.)²

Die vektorwiskunde wat toepaslik is vir die hartvektor word in verskeie handboeke^{4,5,6} bespreek en toon aan dat die elektriese potensiaal, v , wat vanaf 'n sekere afleiding gemeet word, wiskundig bereken kan word as 'n vektorpuntprodukt van die kardiaale vektor, \mathbf{M} , en 'n afleidingsvektor, \mathbf{a} , wat die oriëntasie van die twee elektrodes voorstel:

$$v = \mathbf{M} \cdot \mathbf{a} \quad (1)$$

So 'n vektorinterpretasie van die EKG en 'n grafiese voorstelling van die kardiaale vektor as 'n funksie van tyd staan bekend as 'n VKG.

3. METODEDES

3.1 Afleiding van generatorpotensiaal

Die voorafgaande bespreking het 'n oorsig gegee oor die bron van die elektriese strome in die hart. Indien die weefsel om die hart as 'n volumegeleier gesien word, beskryf die voorwaartse probleem van kardiografie maniere om die oppervlakpotensiale, wat waargeneem word as gevolg van elektriese geleiding vanaf hierdie komplekse bron, te bereken. 'n Kwasistatiese benadering word in hierdie artikel gevolg en die probleem word as 'n elektriese stroomgeleidingsprobleem beskryf. Gauss se wet gee 'n wiskundige beskrywing van die probleem:

$$\nabla \cdot (\mathbf{E}) = \rho / \epsilon \quad (2)$$

waar ρ die elektriese ladingsdigtheid, \mathbf{E} die elektriese veldsterkte en ϵ die permitiwiteit van die materiaal is. Die stroomdigtheid (\mathbf{J}) kan bereken word sodra die elektriese veldintensiteit bekend is:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} \quad (3)$$

waar σ die konduktiwiteit van die materiaal is.

Die elektriese veldintensiteit word bereken deur gebruik te maak van die skalaar-elektriese potensiaalveld, Φ , wat soos volg gedefinieer is vir 'n kwasistatiese probleem:

$$\mathbf{E} = -\nabla \Phi \quad (4)$$

Deur gebruik te maak van die vektorinterpretasie van die EKG, waar die oorsprong van die elektriese aktiwiteit van die hart gesien kan word as 'n enkele ekwivalente dipool, kan die potensiaalveld as gevolg van so 'n dipool wiskundig deur die volgende vergelyking beskryf word:

$$\Phi = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{p \cos \theta}{r^2} \quad (5)$$

waar r die afstand vanaf die dipool na die waarnemingspunt (of veldpunt) en θ die hoek tussen die dipoolas en die lyn vanaf die dipool na die veldpunt in die vlak van die dipoolmoment is.

Verder is p die grootte van die dipoolmoment, \mathbf{p} , wat gedefinieer word as:

$$\mathbf{p} = I_0 \mathbf{d} \quad (6)$$

waar I_0 die grootte van die stroom is wat vanaf die dipool se bron ($+I_0$) na sy put ($-I_0$) vloei en \mathbf{d} die vektorafstand vanaf die put na die bron is. Die dimensie van die dipoolmoment is dus *stroom* \times *afstand* en kan in eenhede van *mA.cm* uitgedruk word.

Gegee die interindividuele variasie van die EKG en VEKG⁷ is daar geen spesifieke funksie wat die kardiaale vektor as 'n funksie van tyd en ruimte akkuraat vir alle mense kan beskryf nie. Die gemiddelde gesonde hartklop toon egter 'n algemene, herkenbare elektriese neiging. In hierdie studie is 'n funksie geskep wat op 'n eenvoudige wyse hierdie algemene neigings van die hartvektor beskryf. Die VKG-data in figuur 1 is gemonster; sestien datapunte is as belangrik geag om die golfvormstruktuur van die EKG-afleidingsprojeksies te behou. Hierdie datapunte word in tabel 1 gelys as x-y datapare van die kardiaale vektorkromme in die middel van die figuur, wat op sy beurt weer op die afleidingsvektore geprojekteer kan word om die temporale afleidingsgolfvorms (wat ook getoon word) te verkry. Hoewel monsterpunte op oneweredige tydstippe gekies is, stem die gekose datapunte ooreen met die visueel-belangrike draaipunte wat die PQRST-kompleks karakteriseer. Die punte is tipies die begin-, draai- en eindpunte van die prominente, benoemde gebeurtenisse wat in die drie afleidings waargeneem kan word. Dit is belangrik om te besef dat hierdie waardes 'n tweedimensionele voorstelling is van die driedimensionele elektriese aktiwiteit van die hart.

TABEL 1: VKG-datamonsters van die kardiaale vektorkromme in figuur 1. Die x-y-oorsprong is arbitrêr gekies waar die vektorlusse kruis

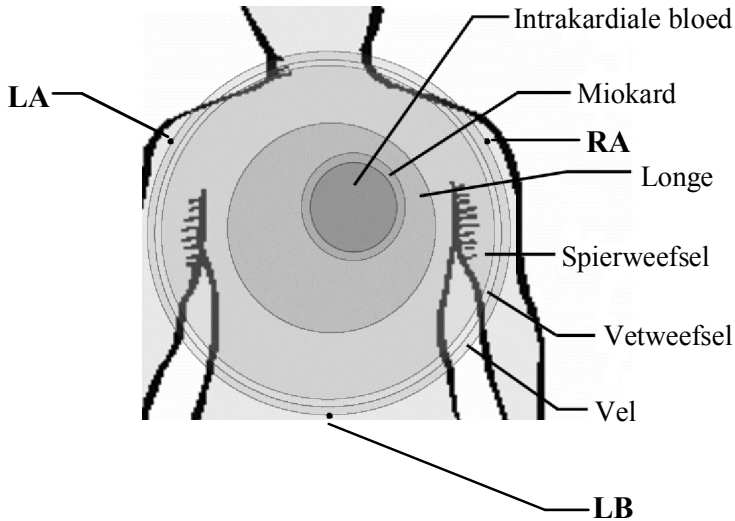
Monster	Tyd (ms)	x	y
A	0	0	0
B	$36\frac{2}{3}$	0	0
C	85	27	-30
D	$136\frac{2}{3}$	0	0
E	$193\frac{1}{3}$	0	0
F	$206\frac{2}{3}$	-38	-12
G	$223\frac{1}{3}$	72	-84
H	$236\frac{2}{3}$	166	$-64\frac{1}{2}$
I	$253\frac{1}{3}$	58	$10\frac{1}{2}$
J	$263\frac{1}{3}$	0	0
K	$326\frac{2}{3}$	0	0
L	$393\frac{1}{3}$	0	0
M	$443\frac{1}{3}$	$60\frac{1}{2}$	-29
N	480	$71\frac{5}{6}$	$20\frac{5}{6}$
O	$563\frac{1}{3}$	0	0
P	590	0	0

Die tweedimensionele vektormonsters (geprojekteer in die frontale vlak) is eenheidloos in die huidige konteks en moet geskaal word deur 'n toepaslike konstante om 'n dipoolmomentfunksie met die korrekte meeteenhede af te lei. Die tydstep van elke monster word gelys saam met sy horisontale (x, met toenemende waardes na regs) en vertikale (y, met toenemende waardes na bo) komponente.

Afhangende van die simulatiebehoefte, kan die monsters as 'n stuksgewyse lineêre benadering gebruik word, of as 'n interpolasie van die datapunte as meer datamonsters benodig word. Laasgenoemde geval word vervolgens in meer besonderhede bespreek om die konsep te verduidelik. Vir die gegewe datastel is gevind dat 'n monotoon-stuksgewyse kubiese interpolasie,^[8] wat ontwerp is met wetenskaplike en ingenieursprobleme in gedagte, 'n redelike benadering vir die hartvektorfunksie lewer. Die horisontale en vertikale komponente kan beskou word as onafhanklike funksies van tyd waarvoor interpolasieuitdrukkings verlang word. Die resultaat van so 'n benadering word deur die soliede kromme in die middel van figuur 1 getoon.

Dit is moontlik om 'n ekwivalente dipoolmomentfunksie (vergelyking 6) vir tyd en ruimte af te lei vanaf die vektorfunksie wat pas bespreek is, omdat \mathbf{p} presies deur die VKG-funksie beskryf word as dit deur 'n toepaslike konstante geskaal word om dimensies van stroom \times afstand te hê. Die oriëntasie van die dipool is dieselfde as dié van die VKG-funksie,¹ en daar moet eenvoudig waardes gekies word vir die stroom I_0 en die grootte van d (dit is die afstand tussen die pole). Hierdie twee waardes kan arbitrêr gekies word solank hul produk gelyk is aan die grootte van \mathbf{p} – daar moet in gedagte gehou word dat kleiner waardes vir d verkieslik is, gegewe die konsep van die stroomdipool (dit is ekwivalente bron- en putsterkte wat deur 'n baie klein afstand geskei word). As die bron en die put van die dipool op 'n diskrete nodusrooster toegepas moet word (soos byvoorbeeld in 'n eindige-element-analise), moet nodusse in die regte oriëntasie

so na as moontlik aan mekaar gekies word. As die twee nodusse bekend is, is die afstand tussen hulle ook bekend en moet die grootte van die stroom wat die korrekte grootte van p vir daardie oomblik sal gee, bereken word. Die toepassing van die dipoolfunksie op die nodusse in 'n eindige-element-model word verder ontwikkel in die bespreking wat volg.



Figuur 2: 'n Skematiese voorstelling van die geometriese ontwerp van die volumegeleidingsmodel. Sirkelvormige areas is oor mekaar geplaas op die beeld van 'n toraks om verhoudings te skat. Die posisie van die drie elektrodes word met kolletjies op die vel aangetoon.

3.2 Volumegeleidingsmodel van die toraks

Die toraks en miokard is gemodelleer as sirkelvormige, homogene, isotropiese weerstandsgebiede (in twee dimensies) om twee redes: 1) omdat die kardiaale vektor slegs as 'n tweedimensionele funksie in die frontale vlak geïmplementeer is en 2) omdat die model slegs as 'n eenvoudige voorbeeld van toepassing van die afgeleide hartvektorfunksie in volumegeleidingsmodelle dien. Die ontwerp van die geometriese model word in figuur 2 getoon. Ses oorvleuelende, sirkelvormige areas is gedefinieer om 'n rowwe benadering van die verskillende dele van die torakale anatomie voor te stel. Van binne na buite stel die areas respektiewelik die bloed in die hart, die omliggende miokardiale weefsel, die longe om die hart,¹ spierweefsel (wat ander organe insluit), 'n dun vetlaag en laastens die vel voor. Die materiaaleienskappe van die weefsel word in tabel 2 gelys.

TABEL 2: Materiaaleienskappe vir die kardiaale model in Ansys.

Beskrywing	Resistiwiteit ($\Omega \cdot m$)	Verwysing
Lug	1000 (Arbitrêr-gekose waarde)	
Intrakardiale bloed	1.6	2
Miokard	5.6	2
Longe	12.5	9
Spierweefsel	2.1	10
Vetweefsel	21.7	11
Vel	8.3	11

Die volgende stap is die implementering van die dipoolvektor, as 'n funksie van tyd en ruimte, as bron in die geometriese model. Die oplossing van die volledige model sal dan 'n potensiaalveld as 'n funksie van tyd oor die hele model van die toraks lewer. Naverwerking van die data kan vervolgens gedoen word om die potensiaalverskille tussen verskillende posisies in die model as 'n funksie van tyd te bereken. Indien posisies soortgelyk aan dié van die standaardafleidings op die vel gekies word, behoort die resultate vergelykbaar te wees met EKG-seine wat by hierdie posisies waargeneem word.

Soos vroeër genoem, kan die dipoolfunksie op die diskrete nodusrooster van die eindige-element-model toegepas word. Die volgende beperkings is toegepas om die toepaslike nodusse te kies om die twee pole van die dipool voor te stel:

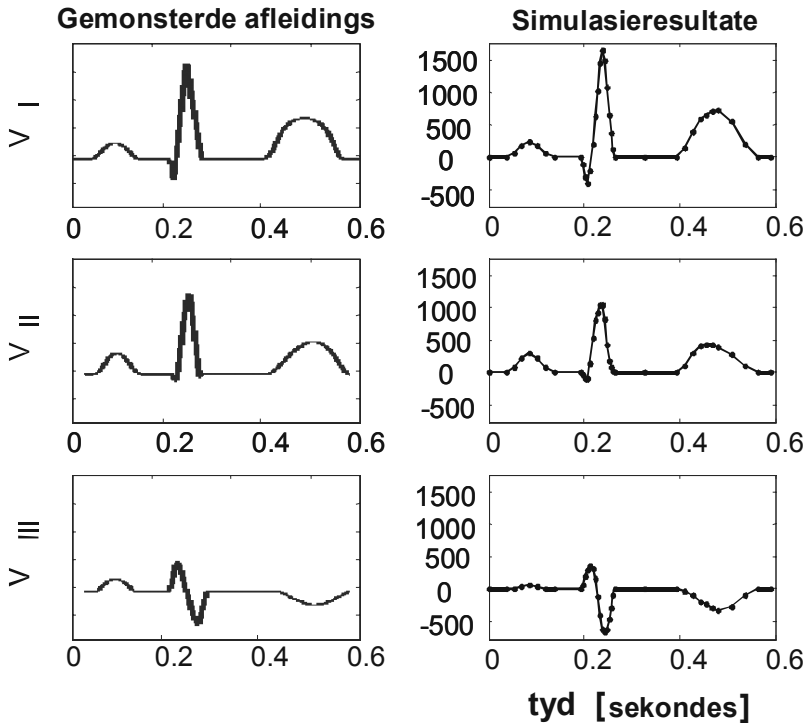
- (1) Slegs nodusse binne die binneste halfradius van die intrakardiale bloedgebied is naby genoeg aan mekaar geag om 'n praktiese dipool te vorm. Die keuse van die plasing van die ekwivalente dipool in die gebied in die middel van die hart is gedeeltelik op 'n bevinding in die literatuur gebaseer⁷ wat wys dat hierdie keuse naby is aan gemete bereike vir die EKG-golfvorms met die middel van die hart as verwysing. 'n Verdere redenasie is dat, omdat die hart die fisiese oorsprong van die aktiewe kardiaale strome is, dit 'n goeie plek is om die dipool te plaas. Vir 'n vollediger bespreking van die plasing van die stroombron word die leser na die artikel van Ernest¹² verwys.
- (2) Die nodus naaste aan die middel van die hart is altyd as die katode (die stroomput) gekies; dit laat dus slegs die posisie van die dipoolanode (die stroombron) as onbekende.
- (3) Die kleinste hoekverskil tussen die verlangde oriëntasie van die hartvektor en die oriëntasie as gevolg van die keuse van 'n spesifieke nodus (die vektor wat vanaf die put- na die bronnodus wys) is gebruik as die hoofkriterium vir die keuse van die dipool se anode. Indien nodusse met dieselfde hoekverskil sou voorkom, is die nodus die naaste aan die katode gekies.

Die optimale dipoolkiesalgoritme is in Matlab geïmplementeer. Die implementering laat toe dat die interpolasie-orde gespesifiseer kan word sodat meer interpolasiepunte bereken kan word. Dit gee die gebruiker die keuse om die monstertempo van die tydfunksie te verhoog. Vir die simulasie in hierdie studie is 36 geïnterpoleerde tydmonsters gebruik wat in 36 beladingstappe opgelos is met die eindige-element-sagtewarepakket, Ansys.

Vir die naverwerkingfase word drie nodusse in die velgebied gekies om die posisies van die standaard EKG-afleidingselektrodes voor te stel. Die nodusse is 120° uitmekaar soos getoon deur die kolletjies op die vel in figuur 2. Die potensiaalverskille tussen die nodusse word bereken as:

$$\begin{aligned} V_I &= V_{LA} - V_{RA} \\ V_{II} &= V_{LB} - V_{RA} \\ V_{III} &= V_{LB} - V_{LA} \end{aligned} \quad (7)$$

waar LA die linkerarm, RA die regterarm en LB die linkerbeen is (figuur 2). V_I , V_{II} en V_{III} stel die potensiale vir afleidings I, II en III voor met die polariteit soos aangetoon deur die afleidingsvektore in figuur 1.



Figuur 3: Die afleidingsprojeksies van die gemonsterde VKG (uit figuur 1) op links, word met die resultate van die eindige-element-volumegeleidingsmodel op regs vergelyk.

4. RESULTATE

4.1 Generatorfunksie

Die kardiaale vektorgeneratorfunksie wat gebruik word om die volumegeleidingsmodel aan te dryf, is 'n monotoonstuksgewyse kubiese interpolasie van die data in tabel 1. Die resultaat word as 'n soliede lyn in die middel van figuur 1 getoon. Ses-en-dertig monsters van die kontinuegeïnterpoleerde funksie is gebruik vir die diskrete-tyd eindige-element-analise, met ander woorde 'n enkele dipool is gedefinieer op 36 tydstappe oor die verloop van een hartklop.

4.2 Volumegeleidingsmodel

Die resultate van die volumegeleidingsmodel vir die drie EKG-afleidingspotensiale (deur vergelyking 7 beskryf) word in figuur 3 getoon. Die figuur bied ook 'n kwalitatiewe vergelyking van die simulasieresultate met die afleidingsprojeksies van die oorspronklike gemonsterde kardiaale vektor. Die skaal op die y-as van die gemonsterde afleidingspotensiale is nie aangedui nie omdat die klem op die vorm van die potensiale val en ook omdat die versterking vir hierdie afleidingspotensiale onbekend is. Tipiese amplitudes is in die millivolt-bereik.⁶ 'n Punt-vir-punt foutanalise van die gesimuleerde data met 'n gemete EKG-golfvorm is nie moontlik nie omdat die presiese morfologie van die gemete golfvorm bepaal word deur die presiese plasing van die meetelektrodes, die grootte van die hartspier en die samestelling van die volumegeleier (byvoorbeeld die dikte van die vetlaag en die volume van die toraks). Die resultate word dus

bekragtig deur die golfvorms en temporale en spektrale karakteristieke van 'n tipiese EKG-golfvorm met dieselfde eienskappe van die gesimuleerde golfvorm te vergelyk.

Figuur 3 toon dat die polariteite en relatiewe groottes van beide die P-golf en T-golf goed ooreenstem: die T-golf is swakker in die Afleiding II-meting as in die Afleiding I-meting, die P-golf is heelwat swakker in die Afleiding III-meting as in enige van die ander twee afleidings, en die polariteit van die T-golf is ook omgekeer in die Afleiding III-metings vergeleke met die ander twee afleidings.

Die volgende waarnemings spruit uit die berekening van die temporale eienskappe van Afleiding I: die PR-interval is 0.15 ms, wat binne die bereik van 0.12 tot 0.2 ms vir 'n normale EKG-golfvorm is,¹³ en die wydte van die QRS-kompleks is 0.056 ms, wat na aan die bereik van 0.06 tot 0.1 ms vir 'n normale EKG-golfvorm is.¹³

Die mediaanfrekwensie van die EKG-golfvorm wat deur die model voorspel word, is afhanklik van die harttempo en varieer tussen 8.5 Hz (teen 42 slae per minuut) en 14.8 Hz (teen 102 slae per minuut). Die studie deur Jungkuk et al.¹⁴ noem 'n frekwensie van 8.2 Hz vir normale EKG-golfvorms, wat na is aan die mediaanfrekwensie wat vir lae harttempo's bereken is.

5. BESPREKING

Hoewel die model wat in hierdie artikel bespreek is 'n vereenvoudigde, tweedimensionele voorstelling van die VKG is, dui die resultate in figuur 3 op goeie ooreenstemming tussen die gesimuleerde EKG-resultate en werklike EKG-opnames vir al drie standaardafleidings. 'n Waarskynlike rede vir die sukses van hierdie benadering is die akkuraatheid van die dipoolbron-konsep wanneer elektriese velde ver genoeg van die bron gemeet word.

Betreffende die skaalfaktor van die dipoolmoment is dit duidelik dat EKG-afleidingseine in die orde van 'n paar millivolts is. (Dit stem ooreen met die EKG-golfvorms wat deur Plonsey en Barr⁶ gerapporteer word.) Die implikasie is dat die dipoolmoment-skaalfaktor vir die geïnterpoleerde funksie in die orde van $1 \times 10^{-3} A.m$ moet wees sodat die absolute groottes van die gesimuleerde resultate in figuur 3 vergelykbaar sal wees met dié van gemete EKG-seine.

Verbeterings aan die model sluit die verbetering van die akkuraatheid en die toevoeging van 'n derde dimensie in. Die akkuraatheid van die model kan verbeter word in twee en drie dimensies deur meer monsterpunte van die oorspronklike EKG-afleidingsprojeksies te neem. 'n Derde ruimtelike dimensie kan toegevoeg word deur van die benadering wat in hierdie artikel beskryf word, gebruik te maak, maar driedimensionele VKG-data te gebruik om die generatorfunksie te skep.

Die model is nuttig as 'n eerste-orde-benadering om die kardiaale vektor in beide tyd en ruimte te beskryf. Die projeksie van die kardiaale vektor op die oppervlak van die liggaam kan gesimuleer word vir verskillende plasings en eienskappe van die samestellende weefsel. Die model kan potensieel ook gebruik word om hartpatologieë te simuleer deur EKG-afleidingsprojeksies van data wat hierdie patologieë bevat, te gebruik om die VKG-generatorfunksie af te lei.

6. GEVOLGTREKING

'n Eerste-orde-benadering van die EKG-golfvorm is verkry deur 'n generatorfunksie vir die VKG, in tyd en ruimte, as bron in 'n volumegeleidingsmodel (geïmplementeer met die eindige-element-metode) van die toraks te implementeer. Algemene neigings wat in die gesimuleerde EKG-afleidings waargeneem word, stem ooreen met dit wat vir gemete golfvorms waargeneem word. Die metode wat gebruik is om die generatorfunksie te definieer, is ook toepaslik vir ander vektorbronne. Waardevolle insig word verkry deur die skep van fisiologiese modelle en meer spesifiek hartmodelle, ten spyte van die oorvereenvoudiging van die komplekse geometrie van die

hart en toraks in hierdie model. Die artikel kan dus as 'n afspringpunt vir fisiologiese simulatiebenaderings gebruik word waar 'n elektriese stroombron die model moet aandryf.

BIBLIOGRAFIE

1. Barr, R.C. (1988). Genesis of the electrocardiogram. In MacFarlane, P.W., Lawrie, T.D.V. (eds.). *Comprehensive electrocardiology: theory and practice in health and disease*. Pergamon Press, p. 129–151.
2. Malmivuo, J., Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press.
3. Horáček, B.M. (1988). Lead theory. In MacFarlane, P.W., Lawrie, T.D.V. (eds.). *Comprehensive electrocardiology: theory and practice in health and disease*. Pergamon Press, p. 291–314.
4. Webster, J.G. (1995). *Medical instrumentation: application and design, 2nd ed.* John Wiley & Sons.
5. MacFarlane, P.W., Lawrie, T.D.V. (1988) *Comprehensive electrocardiology: theory and practice in health and disease*. Pergamon Press.
6. Plonsey, R., Barr, R.C. (2000). *Bioelectricity. A quantitative approach, 2nd ed.* Kluwer Academic/Plenum Publishers.
7. Van Oosterom, A., Hoekema, R., Uijen, G.J.H. (2000). Geometrical factors affecting the interindividual variability of the ECG and the VCG. *Journal of Electrocardiology*, 33 (suppl.), 219–227.
8. Fritsch, F.N., Carlson, R.E. (1980). Monotone piecewise cubic interpolation. *SIAM Journal on Numerical Analysis*, 17:238–246.
9. Williamson, S.J., Kaufman, L. (1981). Biomagnetism. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 22(2):129–201.
10. Durney, C.H., Christensen, D.A. (1999). *Basic introduction to bioelectromagnetics*. CRC Press.
11. Šemrov, D., Karba, R., Valen čič, V. (1997). DC electrical stimulation for chronic wound healing enhancement. Part 2. Parameter determination by numerical modelling. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 43(2):271–277.
12. Ernest, F. (1955). Determination of the electrical center of ventricular depolarization in the human heart. *American Heart Journal*, 49:670–692.
13. Yanowitz, F.G. (2004). Characteristics of the Normal ECG. http://medlib.med.utah.edu/kw/ecg/ecg_outline/Lesson3/.
14. Jungkuk, K., Kadhiresan, V.K., Spinelli, J. (1995). Comparison of paced and intrinsic ECG characteristics for measurement of pacing threshold. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 17th Annual Conference - Volume 1*, p. 337-338.

CURRICULUM VITAE

Tiaan Geldenhuys het in 1995 sy baccalaureus graad in elektroniese ingenieurswese voltooi by die Universiteit van Pretoria met vakkeuses wat sy voorliefde vir rekenaaringenieurswese en digitale seinverwerking weerspieël, asook 'n bypassende finalejaarprojek wat gehandel het oor video-op-versoek-stelsels. Daarna begin sy formele loopbaan as ingenieur in die telekommunikasiebedryf. Met sy aanleg vir die kombinerings van elektroniese hardeware met rekenaarsagteware het sy loopbaan stelselmatig al meer gefokus op die ontwikkeling van sagteware en rekenaarsstelselintegrasie. Na 'n aantal jare se werksondervinding beide in Suid-Afrika en die VSA, waar hy vir maatskappye soos Intel gewerk het, besluit hy om weer voltyds by die Universiteit van Pretoria in te skryf – hierdie keer vir nagraadse studies. In 2004 ontvang Tiaan sy honneursgraad met lof in bio-ingenieurswese en hy is tans besig om sy magistergraad te voltooi met studies wat fokus op gehoorinplantings vir dowe persone.



Michelle Joubert het haar elektroniese ingenieursgraad in 2002 aan die Universiteit van Pretoria verwerf. In 2003 het sy haar honneursgraad aangepak met keusevakke uit die bio-ingenieursveld. Sy is tans besig met haar meestersgraad wat handel oor die modellering van oppervlak emg-metings van menslike spierweefsel. In 2006 is 'n artikel oor hierdie werk gepubliseer in die IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Ander navorsingsbelangstellings sluit die modellering en interpretasie van biologiese stelsels in.



Suretha Viljoen het haar graad in Elektroniese Ingenieurswese in 2002 aan die Universiteit van Pretoria verwerf. Sy het 'n meestersgraad in bio-ingenieurswese ontvang vir 'n studie aangaande die effek van verskillende parameters op kruisspraak tussen spiere in elektro-miogram (EMG) metings. Die studie is in samewerking met die Politecnico de Torino in Turin, Italië gedoen en is in 2005 voltooi. Verder het sy in 2005 die Douw Greeffprys ontvang vir 'n navorsingsartikel van hoogstaande wetenskaplike gehalte, gepubliseer deur die Suid-Afrikaanse Akademie vir Wetenskap en Kuns. Hierdie toekenning word elke drie jaar gemaak. Tans ontwerp sy outoloodse en navigasie-algoritmes vir missiele by Denel Aviation. Sy is ook aan die Noordwes-Universiteit besig met haar PhD wat handel oor die energie-afhanklikheid van kankerselle. In 2005 is sy getroud en staan nou as Suretha Potgieter bekend.



Tania Hanekom behaal die grade BIng (Elektroniese Ingenieurswese) in 1993, MIng (Elektroniese Ingenieurswese) in 1996 en PhD (Ingenieurswese) in 2001, almal aan die Universiteit van Pretoria. Sy is sedert 1999 verbonde aan die Departement Elektriese, Elektroniese en Rekenaaringenieurswese van die Universiteit van Pretoria. Sy is lid van die IEEE, senior lid van die SAIEE en is geregistreer as professionele ingenieur by die Suid-Afrikaanse Raad vir Ingenieurswese. In 2005 ontvang sy en twee kollegas die Douw Greeffprys van die Suid-Afrikaanse Akademie vir Wetenskap en Kuns vir 'n navorsingsartikel van hoogstaande wetenskaplike gehalte in die veld van ingenieurswese. Haar navorsing is in bio-ingenieurswese en fokus op die modellering van fisiologiese stelsels, byvoorbeeld die senuwee-elektrode intervlak in kogleëre inplantings.

