

UAB
Universitat Autònoma de Barcelona



Método de Musicalización de ECG

Memòria del Projecte Fi de Carrera
d'Enginyeria en Informàtica

realitzat per

Valentí Montoya Aguilar

i dirigit per

Lluís Ribas i Xirgo

Bellaterra, 20 de setembre de 2007

El sotasignat, Lluís Ribas i Xirgo,
professor de l'Escola Tècnica Superior d'Enginyeria de la UAB,

CERTIFICA:

Que el treball a què correspon aquesta memòria ha estat realitzat sota la seva
direcció per Valentí Montoya Aguilar.

I, perquè així consti, signa aquest certificat.

Signat:

Bellaterra (Cerdanyola del Vallès), 20 de setembre de 2007

“He oído que acostumbra haber, una mañana siguiente”

El día de mañana, Nueva Vulcano.

“Llevas demasiado carmín, para ser sólo amigos”

La estatua de la libertad, Manos de Topo.

Agradecimientos

Quiero agradecer a todas las personas que de algún modo u otro han contribuido en la realización de este proyecto de final de carrera. Especialmente les dedico unas líneas a:

- A mis compañeros de carrera en la ETSE-UAB.
- A los doctores Manuel Bonastre Thió, Joan Raimon Gumà González, Nuria Casanovas Marba (entre otros), por su interés mostrado por este proyecto y sus valiosísimas aportaciones en las reuniones.
- A la ETSE-UAB y a su personal docente por la formación recibida durante estos cinco años de carrera.
- A mi director de proyecto y a Silvana Vacchina Tubau, por sus acertadas aportaciones y su tiempo dedicado en este trabajo. Como apasionado de la música y futuro ingeniero informático este proyecto ha sido una delicia realizarlo.
- A Shigeru Miyamoto y a Kazunobu Shimizu. Ellos saben por qué.
- A las personas que se prestaron como conejillos de indias para probar los resultados de este trabajo.
- A mis compañeros de trabajo por aguantar largas explicaciones sobre mi proyecto de final de carrera.
- Quiero agradecer la ayuda prestada a mis amigas y amigos: a Diana Mendez Llamas por su divertidísimo berenjenal y sus clases de *That's English*; a Germán Ruiz Illana por sus monólogos sobre Teoría de la Señal, por su humor *chanante* y porque toca la guitarra como nadie; a Miguel Ángel Blanca, Albert Valdivia, Bernat Bofarull, Jordi Baeza y a Rafael de

los Arcos por nuestro particular club; a los músicos con los que he tenido la oportunidad de trabajar este año; y a muchas otras personas más que han apoyado este proyecto.

- A Mark Bain.
- A mis padres por su incondicional apoyo y por la gran atención y esfuerzos empleados en mi formación y aprendizaje.
- Y por último, y no por ello menos especial (yo diría que es la más especial) a Esther Espejo Vadillo. Por su amor, cariño, comprensión, desayunos a la cama, consejos gramaticales e infinita bondad que me será imposible corresponder con sólo una vida.

A todas y todos, gracias!!

Pròleg

En un projecte de fi de carrera l'alumne ha de demostrar que té la competència suficient per exercir com a enginyer tècnic superior. Això significa no sols haver de fer una feina determinada sinó també tenir la capacitat de comunicar-la als demés. Aquesta capacitat és fonamental en un enginyer superior, atès que una part de la seva feina consisteix a dissenyar projectes que altres persones hauran d'aprovar, finançar, desenvolupar, etcètera.

En aquest sentit, la memòria d'un projecte de fi de carrera ha de contenir els ingredients principals perquè un lector, tingui el rol que tingui, entengui el disseny del projecte i hi pugui participar positivament segons la seva funció. Per exemple, si es tractés d'un cap de gestió de projectes, hauria de tenir la informació necessària per donar llum verda a l'execució de la proposta. En l'altre extrem, si es tractés d'un enginyer tècnic a càrrec del desenvolupament del projecte, hauria de comprendre el context en el que s'emmarca i fer seves les especificacions i els requeriments del mateix.

Convencionalment, una memòria d'un projecte ha d'identificar clarament els objectius que es persegueixen i justificar-lo tot posant-lo en context. També ha d'analitzar l'estat de l'art en la resolució de problemes similars i proposar solucions d'acord amb les especificacions i els requeriments particulars. En poques paraules, ha de formular el problema i estudiar-ne la viabilitat de la solució proposada, cosa que inclou un anàlisi de costos. Després d'això, cal que es mostri una planificació raonada del desenvolupament del projecte. Finalment, la memòria hauria de contenir una part dedicada als resultats esperables de l'execució del projecte.

Moltes memòries també descriuen el desenvolupament mateix del projecte, cosa que queda fora de l'abast del disseny de projectes i entra en la part de la implantació. Tot i no essent neces-

sari, la preparació d'un demostrador és complementària a l'estudi de viabilitat, serveix perquè els lectors tinguin una visió més clara de les pretensions del projecte i, especialment, permet crear un conjunt de casos de prova que serveix d'ajuda durant l'execució del mateix.

Habitualment, les memòries dels projectes de fi de carrera són textos organitzats en capítols que segueixen les diverses etapes del disseny d'un projecte. Per als treballs de fi de carrera més orientats a la recerca, en el grau assumible per un alumne en aquest nivell, l'interès del treball se centra especialment en la primera part: estat de l'art i viabilitat tècnica d'una determinada solució. No sol quedar temps, en l'àmbit d'un treball de fi de carrera, per completar el disseny d'un projecte. És per això que, en aquests casos, sembla més raonable organitzar la memòria d'una forma diferent.

La memòria que teniu a mans es correspon a la d'un treball de fi de carrera orientat a la recerca. Per completar una mica més l'etapa d'aprenentatge de l'alumne en aquest àmbit, inclou un article en el que es destaca l'aspecte més interessant del treball. L'article es tracta com si d'un article per revista o congrés fos. És a dir, té un nombre limitat de pàgines, un format concret i es sotmet a una revisió que, en aquest cas, és a càrrec del director del projecte. Atès que l'article suposa un esforç de síntesi notable per l'alumne i que poden quedar coses que per a un lector no iniciat en el tema resultin difícils de comprendre, l'article s'acompanya d'apèndixs. Cada apèndix tracta un tema particular i és autocontingut. La seva lectura és, evidentment, opcional. El lector pot decidir si en llegeix un en funció dels seus interessos particulars.

Aquesta memòria és, doncs, fruit d'una proposta encaminada a iniciar els alumnes en l'àmbit de la recerca amb independència del que llavors decideixin fer en acabat de les seves carreres. Confio que el lector sàpiga apreciar l'esforç que suposa per a l'alumne enfrontar-se a la redacció d'un article que sintetitzi el seu treball en un àmbit que li és aliè.

Lluís Ribas i Xirgo

Prefacio

Este proyecto de final de carrera tiene como objetivo estudiar un método de transmisión de información a través de la música, y la manera de aplicarlo a los electrocardiogramas (ECG). Tiene una estructura organizada en un artículo, siguiendo el estilo *Institute of Electrical Electronics Engineers* (IEEE), acompañado de cuatro apéndices. En los apéndices se encuentra detallada la teoría utilizada en el desarrollo del proyecto y el trabajo realizado.

- El artículo presenta un método teórico para la musicalización de fenómenos monitorizados. También expone la manera de aplicarlo en la transmisión de información de una señal ECG de segunda derivación (D2). Y acaba enumerando las conclusiones y los resultados obtenidos en el proyecto.
- El apéndice A, se dedica a la simulación de los ECG. Motiva su utilización, describe un modelo matemático de simulador y el desarrollo de un simulador basado en las series de Fourier.
- El apéndice B, expone la sonorización de ECG. Se pretende obtener una señal de audio que conserve la forma de onda de la señal ECG.
- El apéndice C, describe el método teórico para musicalizar fenómenos monitorizados y como aplicarlo a las señales de ECG. Trata los conceptos musicales básicos necesarios para la composición musical. Describe un la D2 no patológica o normal de un ECG. Y especifica el método creado para la composición musical, basándose en los criterios de normalidad de un ECG en D2.
- El apéndice D, es un manual de uso de la aplicación desarrollada para la composición musical automática. También describe las aplicaciones auxiliares necesarias para la comprensión de los resultados generados.

Índice general

Artículo. Musicalización de electrocardiogramas (ECG)	21
I. Introducción	23
II. El lenguaje musical	23
III. Musicalización de un fenómeno monitorizado	24
IV. Musicalización de ECG	25
V. Resultados	28
VI. Conclusiones	29
Apéndices	30
Referencias	30
Apéndices	33
A. Simulación de electrocardiogramas (ECG)	33
1. El electrocardiograma (ECG)	35
2. Simuladores de ECG	42
2.1. Métodos de simulación	42
2.2. Frecuencia de muestreo	43
3. Descripción del modelo matemático: principio de las series de Fourier	46
3.1. Series de Fourier	46
3.2. Cálculos	48
4. Diseño del simulador de ECG	52
4.1. Descripción funcional	52
4.2. Patrón ECG	53
4.3. Fichero XML	54
4.4. Fichero XML utilizado en la definición de patrones ECG	56
4.5. <i>Document Type Definition</i>	56

4.6.	Otras características	57
4.7.	Representación gráfica de las señales ECG	59
B. Sonorización de electrocardiogramas (ECG)		65
1.	Morfología de la señal ECG	67
1.1.	Rango de frecuencias	67
1.2.	Amplitud	68
2.	Formatos de audio digital	68
2.1.	Revisión	69
2.2.	Formato de audio digital para la sonorización de ECG	74
3.	El formato de archivo de audio digital WAVE	77
3.1.	Historia del formato WAVE	77
3.2.	Codificación de muestras de audio PCM	77
3.3.	Formato del archivo WAVE	79
3.4.	Estructura del archivo WAVE	80
3.5.	Cabecera del archivo WAVE (<i>RIFF Type Chunk</i>)	80
3.6.	Segmentos del archivo WAVE (<i>Wave File Chunks</i>)	81
3.7.	Ejemplo de archivo WAVE	85
4.	Sonorización automática	87
4.1.	Diseño del conversor ecg2wav	87
4.2.	Descripción funcional	87
4.3.	Métodos de almacenamiento de la señal ECG a un archivo WAVE	87
4.4.	Métodos de sonorización de una señal ECG	89
C. Transmisión de información a través de la música		95
1.	Método de musicalización de un fenómeno monitorizado	96
1.1.	Antecedentes de la invención	96
1.2.	Exposición de la invención	97
1.3.	Descripción detallada de unos ejemplos de realización	99
1.4.	Reivindicaciones	103
2.	La percepción de los sonidos musicales	106
2.1.	Atributos perceptivos de los sonidos aislados	106
2.2.	Atributos perceptivos de los sonidos simultáneos	110
3.	Teoría de la composición musical	115

3.1.	Definición de música	115
3.2.	Principios organizativos musicales	115
3.3.	Notas musicales	117
3.4.	Tonos y semitonos	118
3.5.	Escalas, afinación y temperamento	118
3.6.	Intervalos	121
3.7.	Acordes	121
3.8.	Movimientos armónicos	122
3.9.	Composición musical	123
4.	Electrocardiograma (ECG) normal de segunda derivación (D2)	125
4.1.	Frecuencia cardíaca	126
4.2.	Onda P	126
4.3.	Intervalo P-R	127
4.4.	Onda QRS	128
4.5.	Segmento S-T	129
4.6.	Onda T	129
4.7.	Intervalo Q-T	130
4.8.	Onda U	130
5.	Aplicación del método	131
5.1.	Simplificaciones	131
5.2.	Descripción del método	133
5.3.	Variables asignadas a características musicales	133
D. Aplicación para la musicalización de electrocardiogramas (ECG)		143
1.	Manual de uso	144
1.1.	Nombre	144
1.2.	Sinopsis	144
1.3.	Descripción	144
1.4.	Ejemplos	144
1.5.	Autor	145
1.6.	reporte de <i>BUGS</i>	145
2.	Aplicaciones auxiliares	146
2.1.	Dev-C++: compilador y entorno de desarrollo para C/C++	146

2.2.	Gnuplot: utilidad de representación gráfica de datos	146
2.3.	Audacity: editor de audio con soporte para formatos WAV, MP3, Ogg . . .	146
2.4.	Notate Player: reproductor y visualizador de archivos MIDI	147

Índice de figuras

A.1. Trazado típico de una señal ECG	36
A.2. Vectores y disposición de las derivaciones	37
A.3. Las derivaciones estándar de Einthoven	39
A.4. Las derivaciones unipolares de miembros	41
A.5. Las derivaciones unipolares precordiales	41
A.6. Forma de onda triangular de las ondas Q, R y S	48
A.7. Forma de onda sinusoidal de las ondas P, T y U	50
A.8. Funcionamiento del simulador ECG (diagrama de bloques)	52
A.9. Morfología de una onda perteneciente a una señal ECG	54
A.10. Corrección de la línea isoelectrica (0 mV)	59
A.11. Amplitud teórica Vs. amplitud real	60
A.12. Representación gráfica de una señal ECG	61
A.13. Representación gráfica del espectro en frecuencia de una señal ECG	62
B.1. De señal analógica a código digital PCM	78
B.2. Estructura básica de un archivo WAVE	81
B.3. Ejemplo de secuencia hexadecimal de un archivo WAVE	85
B.4. Ejemplo de la estructura de un archivo WAVE	86
B.5. Funcionamiento del conversor ecg2wav (diagrama de bloques)	87
B.6. Centrado a 0 mV	88
B.7. Usar todo el rango de valores del formato WAVE	89
B.8. Modulación de amplitud	90
B.9. Espectro de la modulación de amplitud	91
C.1. Ejemplo de realización básico del método (diagrama de bloques)	100

C.2. Ejemplo de realización incluyendo una etapa de introducción de alarmas (diagrama de bloques)	101
C.3. Ejemplo aplicado a un ECG (diagrama de bloques)	102
C.4. Sonido vs. ruido	106
C.5. Pentagrama musical	107
C.6. Claves musicales	108
C.7. Figuras de duración	108
C.8. Dinámicas musicales	110
C.9. Timbre de los instrumentos musicales	110
C.10. Ancho de banda crítico	112
C.11. Ejemplo de batimiento	113
C.12. Consonancia o disonancia respecto a la separación de frecuencias	114
C.13. Disonancia de las notas de la escala	114
C.14. Melodía	116
C.15. Marca de tiempo o tempo	117
C.16. La escala diatónica de Do	119
C.17. La escala cromática de Do	119
C.18. Notación de un acorde de triada	122
C.19. Trazado típico de una señal ECG en D2	125
C.20. Morfología de una onda perteneciente a una señal ECG	133
C.21. Acordes del ECG	135
C.22. Patrones rítmicos para P, T y U	137
C.23. Valores de la variable amplitud	138
C.24. Patrones rítmicos para QRS	139

Índice de tablas

B.1. Relación entre octava y frecuencia	68
B.2. Formato de los segmentos RIFF y WAVE	81
B.3. Valores del segmento “fmt ” del archivo WAVE	82
B.4. Códigos de compresión típicos de los archivos WAVE	83
B.5. Valores del segmento “data” del archivo WAVE	84
C.1. Relación de frecuencias temperadas	120
C.2. Especies de intervalos	121
C.3. Los siete acordes diatónicos	123

Artículo.

Musicalización de electrocardiogramas (ECG)

Musicalización de electrocardiogramas

Valentí Montoya Aguilar, *ETSE-UAB*

uveeme@gmail.com

Abstract—La música puede emplearse no sólo para la evocación de sentimientos sino también para la transmisión de información. En este trabajo se propone un método en este sentido que se basa en una forma general de musicalización que vincula algorítmicamente la composición musical y el fenómeno que se monitoriza. El procedimiento resultante ha sido diseñado específicamente para los electrocardiogramas (ECG). Las composiciones musicales generadas ofrecen melodías agradables en el caso de sujetos sanos que se alteran notablemente y se tornan disonantes si los pacientes manifiestan determinadas enfermedades o disfunciones.

Index Terms—Music, Computer music, Electrocardiography, ECG+, Fourier series, Frequency domain analysis, Augmented reality.

I. INTRODUCCIÓN

Es típico encontrar alarmas sonoras en el mundo real. El temporizador de un horno, la puerta que se cierra de un vagón de metro, la bocina de un coche que se acerca peligrosamente, y un largo etcétera son ejemplos de alarmas sonoras que transmiten información. Aunque se transmite información, esta sigue siendo limitada y pobre en comparación con otras señales. Es necesario un lenguaje sonoro más complejo para la transmisión de información estructurada. No resulta suficiente emitir una frecuencia, o un conjunto de ellas para cubrir esta necesidad. Por lo tanto, la sonorización de un fenómeno no es útil para la transmisión de una gran cantidad de información. En otras palabras, si los mecanismos de sonorización son muy simples la información que se transmite es muy limitada. Es útil para transmitir información simple como la de una alarma: es una información binaria en la que sólo se transmiten dos datos, o hay alarma y se transmite un sonido o no hay. Para la transmisión de información más compleja como puede ser la evolución de un señal en el tiempo, la sonorización [B] fracasa. En cambio, el lenguaje musical ofrece los mecanismos necesarios para establecer un proceso de comunicación.

La música y el lenguaje pueden considerarse como dos códigos diferentes de comunicación [1]. Estos se entrelazan cuando cantamos para constituir un código común. Son dos sistemas formales y elaborados capaces de transmitir información. La complejidad de la adquisición del lenguaje escapa a menudo a nuestra atención, en tanto que se trata de una habilidad cotidiana desde los primeros días de vida. Del trabajo [2] se concluye que el cerebro es sensible a los procesos musicales. Puede distinguir los cambios de entonación aunque no se conozca nada de música. Este estudio, confirmaría la hipótesis: que la comprensión de la música, como la del lenguaje, es innata en el ser humano.

Otros estudios llevados a cabo por los mismos autores apuntan a que la relación entre el ser humano y la música es más profunda de lo que se cree, y que ésta puede condicionar no sólo la actividad cerebral, sino también la biología y el estado de ánimo.

Convencionalmente, la finalidad esencial del lenguaje musical es el desarrollo de las capacidades vocales, rítmicas, psicomotrices, auditivas y expresivas, de modo que el código musical pueda convertirse en instrumento útil y eficaz de comunicación y representación; funciones básicas que aparecen en la práctica musical, al igual que en toda actividad lingüística [3]. Todo y ser así, este trabajo investiga el uso del lenguaje musical para la transmisión de información objetiva. Se aparta de cualquier expresión artística de la música para conseguir este objetivo.

Este trabajo se propone como objetivo la transmisión de información a través de la música. Para ello, se ha adoptado un método general para la musicalización de fenómenos monitorizados. Este método se ha particularizado para la musicalización del electrocardiograma (ECG). Su forma de onda ha sido objeto de multitud de estudios de los que se puede extraer un patrón de comportamiento no patológico. Es una herramienta utilizada para el diagnóstico, y por lo tanto, este método tiene aplicaciones médicas. La idea fundamental es que la música proporciona una forma de transmitir la información relevante de un ECG. Tiene utilidad para sustituir otros canales de información.

La estructura de este artículo se ha organizado de la siguiente manera: la sección II expone los conceptos básicos del lenguaje musical, así como la capacidad de transmitir información de la música. La sección III describe el método general para la musicalización de fenómenos monitorizados. La sección IV introduce el sistema implementado para la transmisión de información relevante de un ECG. En ella se presenta un demostrador para la composición musical de ECG. Y finalmente, la sección V se dedica al análisis y comprensión de resultados. Se termina con las conclusiones obtenidas en la realización de este trabajo.

II. EL LENGUAJE MUSICAL

El lenguaje es la facultad humana de comunicarse mediante un sistema de signos (auditivos, táctiles, visuales) que depende de aptitudes fisiológicas y se relaciona con el exterior mediante un simbolismo convencional. Según esto, la música es un tipo de lenguaje. La música ha elaborado el código lingüístico más complejo existente en el arte [4]. El lenguaje musical es algo

único y propio de la música. El desarrollo de la notación, las formas de medir el tiempo, los sonidos, la composición, la partitura y un largo etcétera configuran un modo único de organización que exige años de estudio para dominarlo. En lo simple y en lo complejo, la música se configura como un lenguaje individual en tanto que interiorizado, pero también social, como medio comunicativo excepcional (la figura 1 muestra un ejemplo de comunicación musical).

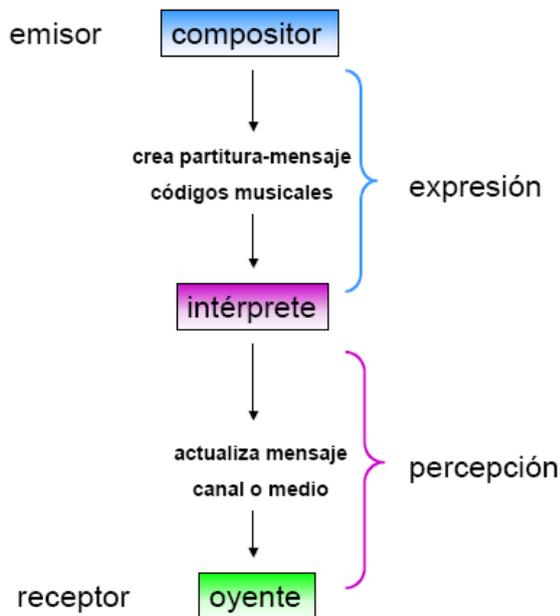


Fig. 1. La música como lenguaje o medio de comunicación.

Es importante destacar esta finalidad comunicativa para adoptar un enfoque basado en la expresión y en el conocimiento de un sistema de signos que sólo adquieren sentido cuando están interrelacionados, cuando configuran un discurso. La música es el resultado de esta interrelación. Por ello, el proceso de adquisición de los conocimientos del lenguaje musical deberá apoyarse en procedimientos que desarrollen las destrezas necesarias para la producción y recepción de mensajes. Es un lenguaje complejo porque tiene distintos elementos que se conjugan para obtener un orden y una coherencia (tiempo, compás, ritmo, melodía, armonía, tonalidad, etc.). Y es estructurado porque posee un conjunto de reglas para su composición.

La música es innata en todas las culturas humanas, y existen evidencias que sugieren que la habilidad de apreciar la música puede desarrollarse incluso sin un entrenamiento explícito [5]. Al igual que el habla, la música está jerárquicamente organizada [6] y [7]. La música tiene un poder de evocación que va más allá de transmitir una información de alerta, es capaz de generar un amplio abanico de sensaciones. Resulta complejo utilizar la música para la transmisión de información, ya que su poder de evocación hace complicada una parametrización de sus sensaciones. Aunque, a través de composiciones simples y monótonas, olvidando la componente más artística, es posible la transmisión de información objetiva a través de la música.

Un posible ejemplo es el caso de un oyente que escucha una composición simple y tranquila. Este, por asimilación, dejará de prestar atención que es lo deseable porque no debe generarle preocupación. En el momento que se genera cualquier tipo de problema, la composición musical responderá de forma que el oyente notará un cambio que le hará recuperar la atención sobre lo que escucha. Este es el primer grado de información aportado, el más simple y directo que no necesita de un oído entrenado. Además, el lenguaje musical es suficientemente potente como para describir al oyente que tipo de problema se ha producido. La musicalización es la transformación de información relevante obteniendo como resultado una composición musical.

III. MUSICALIZACIÓN DE UN FENÓMENO MONITORIZADO

La musicalización se entiende como una forma de composición y generación de música basada en el tratamiento de una serie de datos. La composición musical obtenida responde a unas características derivables de dicha serie de datos. Se basa en el tratamiento de una serie de datos representativa de un fenómeno monitorizado, y en particular, en un método de comunicación de información referente a tales datos mediante la música. Concluyendo, se utiliza la música como canal de transmisión de la información objetiva asociada a un fenómeno.

A. Revisión de métodos

En [8] se presenta un dispositivo que combina una pluralidad de señales de audio de entrada y emite una señal de audio combinada. Las señales de audio de entrada incluyen una señal de música, por ejemplo, procedente de un reproductor de discos compactos (CD) o casete, y una señal rítmica generada a partir de los latidos del corazón de un usuario. El dispositivo aumenta o disminuye el tiempo o tempo del ritmo de la música de acuerdo con variaciones en el ritmo de las pulsaciones cardíacas.

En [9] se expone un método de codificación de información sobre el ritmo cardíaco. El método comprende medir los intervalos de los latidos del corazón de una persona durante un ejercicio físico y almacenar la información referente a estos intervalos de latido del corazón. A continuación, la información de intervalos de latido del corazón es codificada usando un género musical seleccionado a un formato adecuado para ser presentado de forma audible después del ejercicio como una mezcla sonora formada por pequeños fragmentos musicales previamente almacenados. El ritmo de la mezcla sonora depende de los intervalos de latidos de corazón medidos, y la duración de la mezcla sonora es más corta que el tiempo empleado para medir los intervalos de latidos de corazón.

Aunque en [10] se describe un método de musicalización general, también puede aplicarse a los ritmos cardíacos y a los ECG. El método también concierne a unos criterios simplificados de composición de música en función de la información a transmitir.

B. Método de musicalización adoptado

Se ha utilizado [10] como método general para la musicalización de fenómenos monitorizados. La elección ha sido motivada por la escasez de información que se puede transmitir con [8] y [9]. Estos se concentran en la transmisión de una única variable de la señal monitorizada, el ritmo cardíaco. En cambio [10] describe un método válido para cualquier tipo de fenómeno monitorizado y que permite la extracción de más de una variable. Por lo tanto, el método adoptado es claramente más versátil y potente.

El método describe el funcionamiento básico del proceso de musicalización de señales. La figura 2 muestra un ejemplo de realización del método a partir de una serie de datos proporcionada, por ejemplo, por un equipo de monitorización que monitoriza o ha monitorizado un fenómeno. La serie de datos conforma una forma de onda 2-(1). Es sometida a un tratamiento matemático por un módulo extractor de características musicales básicas (BFX). Se obtienen uno o más valores para una o más variables asignadas a diferentes características musicales básicas. Estas son introducidas en un módulo de composición (MC). Con ayuda de unos medios programables se genera una composición musical 2-(2). Está basada en una estructura musical general determinada, en parte, por dichas características musicales básicas de acuerdo con preceptos de composición musical establecidos. Se tiene un especial cuidado en generar dicha composición musical en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales, y con una estructura musical general simple, para que la composición musical resultante responda a criterios de musicalidad y sea lo más agradable al oído posible. El método contempla introducir unas condiciones de alarma preestablecidas. Pueden comprender, por ejemplo, unos umbrales mínimo y máximo para los datos de la serie de datos o unos patrones de alarma preestablecidos para la forma de onda. Las condiciones son introducidas en un módulo de detección de condiciones de alarma (ACD) 2-(3). Este analiza la serie de datos o forma de onda de entrada para comprobar si en algún momento se cumplen las condiciones de alarma. Cuando el módulo ACD detecta alguna de las condiciones de alarma en la serie de datos o forma de onda, se introduce una señal de alarma a un módulo de inserción de disonancias (DI). DI inserta un sonido disonante a la composición musical consonante 2-(2). Un oyente percibirá variaciones en la estructura musical general indicativas de variaciones “ordinarias” en el fenómeno monitorizado y disonancias indicativas de variaciones “extraordinarias”. Las disonancias pueden ser anomalías u otras características que se desea destacar en el fenómeno monitorizado mediante las condiciones de alarma.

Este método asegura que cualquier variación perceptible en la estructura musical general durante la audición, se corresponde a una variación en la serie de datos o forma de onda inicial. Por consiguiente, la composición musical es generada de acuerdo con un método capaz de proporcionar información referente a variaciones del

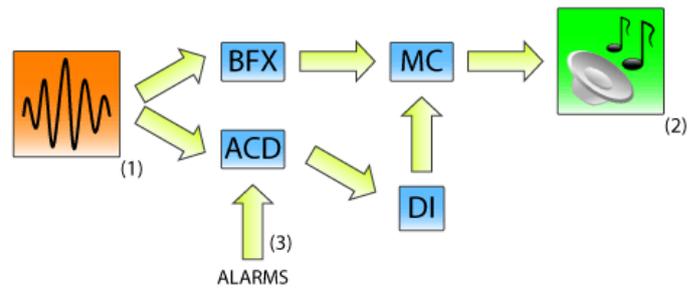


Fig. 2. Diagrama de bloques. Ejemplo de realización del método incluyendo una etapa de introducción de alarmas.

fenómeno monitorizado.

El método puede aplicarse a la serie de datos o forma de onda a medida que la misma es recibida, es decir, en tiempo real, o tomando una serie de datos o forma de onda previamente generada y almacenada en una memoria informática.

Al módulo MC pueden imponerse algunas componentes de la estructura general de la composición musical tales como, por ejemplo: un compás 4/4; el modo mayor; las funciones armónicas tónica, subdominante y dominante; un rango abarcando las octavas centrales del piano; un máximo de cuatro notas diferentes simultáneas, es decir, una melodía simple sobre acordes de tríada. Todos estos preceptos se encaminan para obtener una composición musical tranquila y agradable al oído.

IV. MUSICALIZACIÓN DE ECG

La musicalización en tiempo real de los ECG es una forma alternativa de presentar la información a los usuarios, por ejemplo, en salas de operaciones o en lugares donde la representación gráfica no sea posible. Para el ámbito de este trabajo, lo importante es poder diseñar un método particularizado a partir del método general de musicalización presentado y poder realizar pruebas de validación musical. Por lo tanto, lo más importante es disponer de un método que genere resultados para poder evaluar la efectividad del método. Dicho esto, se ha optado por desarrollar un demostrador *offline* para la generación de resultados. Esto permite la transmisión completa de la información relevante del ECG. El método de musicalización de ECG se divide en dos áreas. La primera es la definición de patrones de comportamiento no patológico de un ECG. Es necesaria para poder crear el sistema de alarmas que introducirán las variaciones perceptibles en la estructura musical. Y la segunda es la utilización de conocimientos de composición musical para generar dicha composición musical en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales.

A. ECG

Un ECG [A] es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante el ciclo cardíaco.

Se ha elegido como señal a la que realizar un proceso de musicalización ya que se trata de una señal de la que se conoce con exactitud su comportamiento de normalidad, es decir, de salud del paciente. Se conoce la situación de los puntos singulares P, Q, R, S, T y U, y cómo se disponen en unas regiones particulares del período (la figura 3 muestra la forma de onda típica de una señal ECG). Variaciones en los puntos pueden significar anomalías en el funcionamiento cardíaco del paciente.

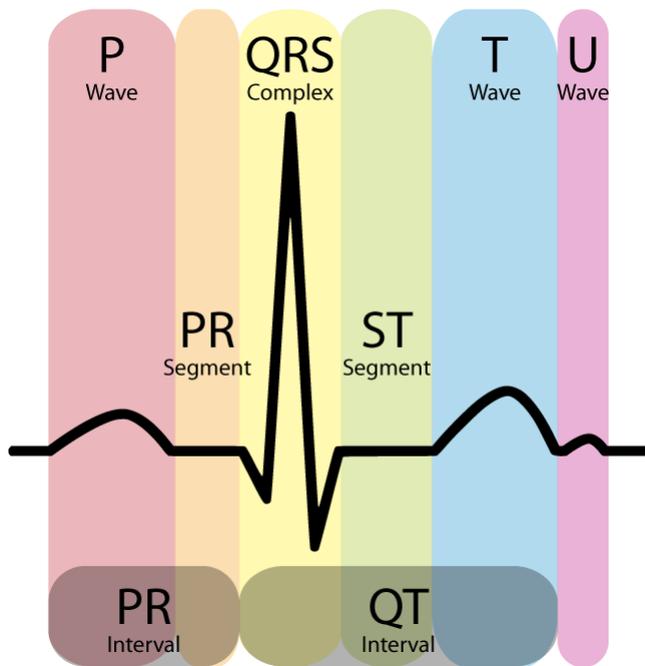


Fig. 3. Trazado típico de una señal ECG. Se observan las diferentes ondas que la constituyen: P, Q, R, S, T y U.

Un ECG es la composición de diferentes derivaciones (figura 4), debido a la disposición específica de los electrodos en el cuerpo humano. Cada derivación “mira” una parte específica del corazón desde diferentes ángulos. Para simplificar el método de composición únicamente se ha tenido en cuenta la segunda derivación (D2), ya que como indican [11] y [12] se trata de una derivación muy útil para precisar el ritmo cardíaco, la posición del corazón, las medidas de las ondas, espacios y segmentos, el diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias, crecimientos auriculares, bloqueos interauriculares y el *Síndrome de Wolff-Parkinson-White* (WPW). Tal y como indica [13], el uso de una única derivación imposibilita un diagnóstico definitivo. En cualquier lugar, en este trabajo se discute sobre la posibilidad de transmitir información a través de una composición musical y no sobre su aplicación final.

La transformación del ECG en música requiere conocer la morfología de la D2 de un ECG. Se ha tomado como referencia las monografías en electrocardiografía [14], [15] y [11] que estudian la forma de onda representada en el registro de un ECG. Estos estudios parametrizan las características morfológicas de la D2 de un ECG considerada no patológica o normal [C]. El método de musicalización contempla extraer

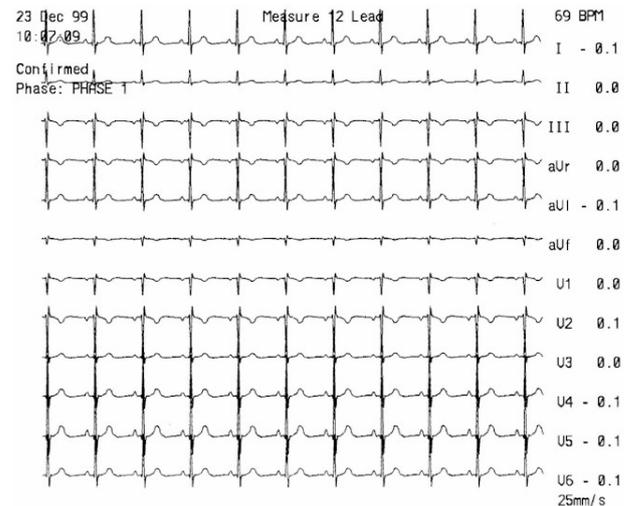


Fig. 4. Trazado típico de las 12 derivaciones de un ECG.

una serie de variables del ECG para ser asociadas a características musicales básicas. El marco de este trabajo no abarca el desarrollo de un extractor de características de señales ECG [16]. Por este motivo se ha empleado un simulador de ECG para generar las señales necesarias para el proceso de musicalización.

B. Simulación de ECG

Las características que modelan el simulador ideal a desarrollar son:

- Simplicidad del método utilizado.
- Conocimientos básicos de medicina.
- Señales ECG sencillas de generar.
- Patrones ECG sin variabilidad.
- Señales ECG fáciles de parametrizar.
- Señales ECG sin ruido.

Para la realización del simulador existen dos modelos matemáticos distintos en que basarse: [17] y [18]. En el desarrollo del simulador de ECG se ha utilizado el modelo basado en las series de Fourier. La elección del método se ha basado en los requerimientos y en las características que aportan ambos métodos. Por una parte [18] aporta muchas variables interesantes para una generación dinámica de ECG que no se aproximan a la idea del simulador ideal requerido, en cambio, el modelo basado en Fourier cuenta con la experiencia y el conocimiento de trabajos previos, ya que se había trabajado anteriormente con este modelo. Las características del modelo basado en Fourier se adaptan a las necesidades de la simulación requerida. A esto cabe mencionar que la versión C del simulador [19] tiene ciertas peculiaridades que si bien se trata de un código fuente bajo licencia GNU GPL, utiliza librerías propietarias del paquete Numerical Recipes [20], en concreto `dfour1.c` y `ran1.c`, para su correcto funcionamiento. Por lo tanto, la versión ejecutable del ECGSYN para GNU/Linux, Solaris y Windows [19] es totalmente funcional, pero será imposible modificar el código fuente con la finalidad de adaptar el método.

Concluyendo, la decisión de utilizar el modelo basado en Fourier para implementar un simulador de ECG está motivada por cuestiones relativas al conocimiento acumulado, mejor adaptación a las necesidades de simulación, menor tiempo de desarrollo, mejor integración y, finalmente, por ser totalmente independiente de recursos propietarios, que no tienen validez en el ámbito en el que se realiza este trabajo.

Con la utilización de un simulador de ECG se dispone de la morfología de la señal y de una señal ECG realista de la que se puede extraer información. El simulador empleado [A] parametriza las diferentes ondas de un ECG asignando valores a la amplitud, a la duración y al tiempo respecto el pico R (figura 5). Estas variables se asocian a características musicales básicas. La señal ECG generada por el simulador se utiliza para obtener un análisis frecuencial (figura 6).

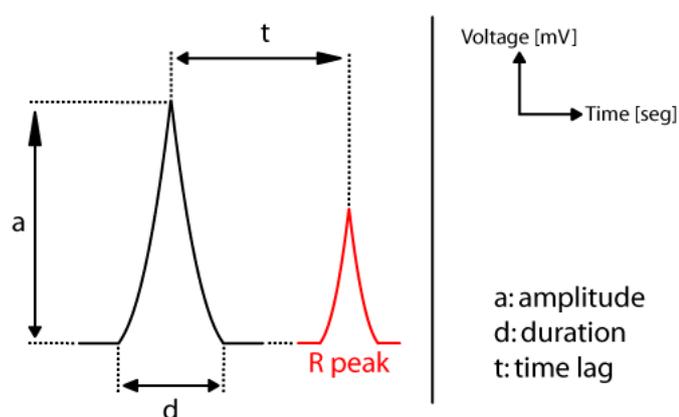


Fig. 5. Morfología de una onda perteneciente a una señal ECG. (a) es la amplitud expresada en mV. (d) es la duración del pulso en segundos. Y (t) es el tiempo que separa la onda parametrizada y el pico R que se usa como referencia.

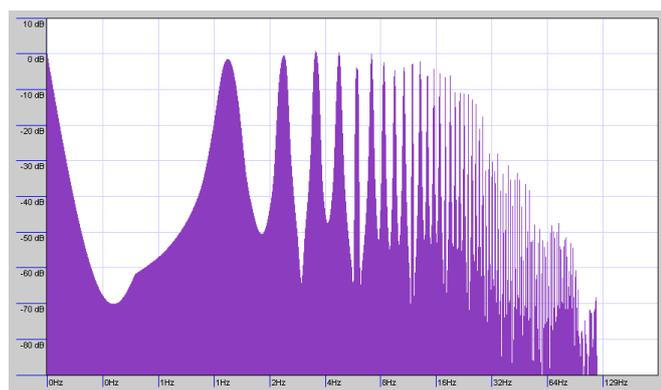


Fig. 6. Representación gráfica del espectro en frecuencia de una señal ECG.

C. Composición musical

El método establece criterios simplificados de composición en función de la información a transmitir. Con la idea de aportar información relevante del ECG, la composición musical se ha basado en los conceptos más sencillos y convencionales.

De esta manera, de entre todas las opciones disponibles, se ha utilizado como base las convenciones más utilizadas y generales. Para la melodía se ha usado como rango tonal, sinónimo de normalidad, el rango entre las octavas C3 y C4. Este rango engloba las octavas centrales de un piano que se sitúan en un rango audible cómodo. Los acordes que acompañan se sitúan entre C2 y C3 para no interferir, dando más naturalidad a la composición. Las tesituras superiores o inferiores se utilizan para dar información de anomalía. La elección de un compás de 4/4 tiene diversos motivos: común, estable, el patrón ECG consta de cuatro partes características y ofrece margen a la composición. Cada parte distinguible de un ECG (P, QRS, T y U) es asignada a un compás. Si bien, otra opción sería asignar cada parte del ECG a un tiempo de compás, se descarta por ser excesivamente compacta y poco apreciable. Cada compás tiene una función tonal distinta que servirá para identificar cada parte de un ECG. La figura 7 muestra la asignación de cada compás a cada onda del ECG.

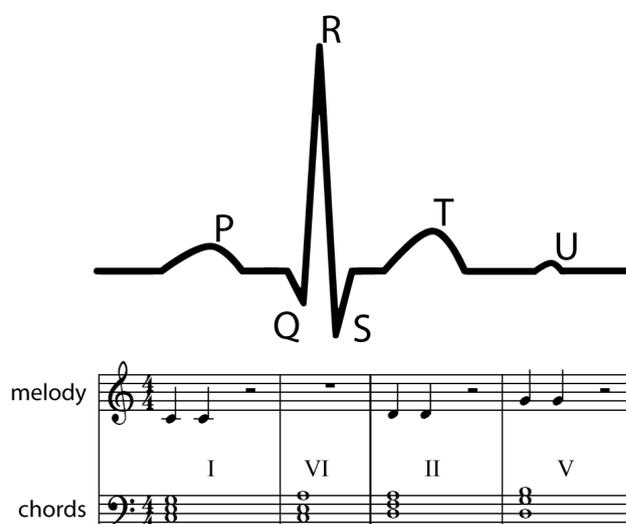


Fig. 7. Secuencia de acordes y su correspondencia con las ondas del ECG. Las funciones de este patrón son la de Tónica - Subdominante - Subdominante - Dominante. Los acordes I y V son mayores, los VI y II son menores.

La forma de onda obtenida por el simulador es procesada para extraer información frecuencial para ser usada como variable asociada a características musicales. A su vez, cada onda del ECG está parametrizada por tres variables: duración, amplitud y tiempo respecto el pico R (figura 5). Estos tres parámetros también son usados para representar otras características musicales básicas. Cada onda tiene definido un umbral mínimo y máximo para cada variable. El valor de cada variable debe permanecer entre estos límites para ser considerada normal o no patológica. Las características musicales básicas elegidas para ser modificadas durante el proceso de musicalización son: la tonalidad, el tiempo o tempo de la composición musical, la frecuencia de la nota, la duración de la nota, la intensidad de la nota y el intervalo entre las notas de la melodía. A continuación se detalla como se relaciona cada variable extraída de la señal ECG con la composición musical resultante.

1) *Análisis frecuencial*: El análisis frecuencial de la señal ECG permite reconocer la frecuencia con la que se repite el patrón ECG generado. Esta frecuencia es la que se utiliza como variable para escoger la tonalidad de la composición. Siempre se usa la tonalidad mayor porque es la más neutra. La frecuencia del patrón en realidad es la frecuencia cardíaca. Los cambios de frecuencia se traducen en cambios tonales de la composición. La frecuencia cardíaca también se usa para establecer un tiempo o tempo a la composición. A mayor frecuencia, más rápida será la composición y viceversa.

2) *Duración*: La duración establece qué patrón rítmico se usa para la melodía del compás. También indica la cantidad de tiempos que se utilizan en el compás. La elección de un compás u otro informa sobre la normalidad de la duración de la onda.

En P, T y U se utilizan dos figuras rítmicas. Cada onda se divide en dos partes a la que se asocia cada figura rítmica. Desde el inicio hasta el pico de la onda, y desde el pico hasta el final. Cada figura rítmica transmite la información de la pendiente y del tiempo parcial de cada división. Para la pendiente se utiliza la intensidad de la nota y para el tiempo la duración de la nota. El complejo QRS utiliza tres figuras rítmicas. Cada onda del complejo utiliza una figura rítmica. La figura 8 muestra los distintos patrones rítmicos utilizados. Cada patrón se asocia a una morfología distinta de duración de la onda.

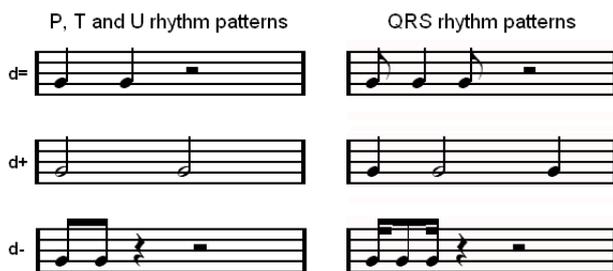


Fig. 8. La columna de la izquierda muestra los patrones rítmicos utilizados en P, T y U. La de la derecha los utilizados para el complejo QRS. (d=) indica un valor dentro de la normalidad. (d+) indica un valor por encima del límite superior. (d-) indica un valor por debajo del límite inferior.

3) *Amplitud*: La amplitud, establece la altura en frecuencia de la melodía. En una primera aproximación, si la amplitud es normal la nota se sitúa en la octava normal. Si está por encima o por debajo, se utilizará una octava más o menos. Además, la elección de la nota de la primera figura rítmica del compás se realiza en base a lo próximo que sea el valor de la amplitud del valor medio normal. Cuanto más alejado, menos natural será la elección de la nota. Cuando la onda está invertida o no aparece en el ECG se silencia el compás (melodía y acorde).

4) *Tiempo respecto el pico R*: El tiempo respecto el pico R, establece la nota de la segunda figura rítmica del compás. Se utiliza la característica musical del intervalo para transmitir la información de la distancia. Si el tiempo es normal, la nota se repite. En caso contrario, se crea un intervalo directamente relacionado con el tiempo respecto el pico R.

D. Condiciones de alarma

Las condiciones de alarma se describen sobre las variables: amplitud, duración y tiempo respecto el pico R. Nótese que la alarma que describe un pulso cardíaco excesivo o casi inexistente, ya está perfectamente indicado al escuchar una composición extremadamente rápida o demasiado lenta. Cuando alguno de estos parámetros entra en rangos de valores patológicos, se introducen las alarmas necesarias sobre la característica musical básica. De esta manera, si la duración no está sobre el recorrido de valores normales, se usa un patrón rítmico patológico. Si la amplitud de la onda está por encima o por debajo de los valores normales, se coloca la melodía en una tesitura diferente a la normal y se introduce una nota que no pertenece al tono. O si bien, el tiempo respecto el pico R no se corresponde al intervalo de valores correctos, se percibe un intervalo entre la primera y segunda nota. Las alarmas insertadas sobre estas tres características musicales básicas son más o menos acentuadas en función del grado de importancia de la alteración. Otra señal de alarma es cuando la onda está invertida o no aparece. Es ese caso, no habrá ni melodía ni acorde en el compás asociado a la onda.

V. RESULTADOS

Para comprobar la efectividad del método se han realizado pruebas complementarias. El objetivo es demostrar la efectividad del método desarrollado. Las pruebas incluyen un entrenamiento básico y unos conceptos mínimos de electrocardiografía. Estas se han basado en la identificación de: patrones normales y patrones patológicos, cambios en la frecuencia cardíaca (arritmias), ondas del patrón ECG, problemas asociados a la onda P y patologías en el complejo QRS. Se ha creado un juego de pruebas básico para estas identificaciones. En la realización de las pruebas no se ha utilizado una población suficiente como para que los resultados se puedan aplicar a toda la población, pero son suficientes como para obtener conclusiones del método.

A. Descripción del experimento

Las pruebas se han realizado a ocho personas. Ninguna persona tenía conocimientos de electrocardiografía. Sólo una persona tenía conocimientos musicales. A cada persona se le han explicado los conceptos básicos de electrocardiografía utilizados en el método. Se ha seguido una metodología incremental que ha servido como entrenamiento para el reconocimiento de características del ECG. Se le ha explicado al sujeto la intención de cada fase realizada. No se le ha explicado a qué característica musical básica se relaciona cada variable del ECG, ya que se quería una respuesta no condicionada de la sensación que le producía. Al terminar la audición de cada composición musical, se le ha preguntado al sujeto por la percepción causada y la información que le transmite.

B. Discusión de los resultados

Claramente, las cuestiones rítmicas son las que más fácilmente se reconocen: las pulsaciones por minuto y el patrón rítmico de la melodía usado en cada onda del ECG. Las

disonancias o los sonidos desagradables saben captar muy bien la atención. Cuando estas aparecen, el usuario presta más atención y se predispone a recibir información. La ausencia o la inversión de las ondas también fueron detectadas.

La identificación de las ondas del ECG no ha sido la esperada. La secuencia armónica que identifica las partes no resulta tan evidente como se esperaba. De todas formas, el patrón ternario del complejo QRS ayuda en la identificación de la secuencia. Por otro lado, es un hecho evidente que la identificación de frecuencias es un problema para los usuarios. La transmisión de información en este sentido requiere de un entrenamiento específico.

VI. CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos y el trabajo realizado, esta sección se dedica a enumerar las conclusiones obtenidas en la realización de este trabajo.

A. Objetivos

El objetivo de este trabajo es la transmisión de información objetiva a través de la música. Una composición musical capaz de ofrecer información al oyente. Para ello, se debe conocer el uso del lenguaje musical para ofrecer una composición musical en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales. Apartándose de la expresión artística de la música, se puede obtener una composición simple y con la única función de transmitir información. Se ha adoptado un método de musicalización general de fenómenos monitorizados, para desarrollar un método dedicado a la composición musical de señales ECG. Como resultado, se obtiene una música que transmite la información más relevante del ECG.

B. Trabajo realizado

Como parte de este trabajo se ha desarrollado e implementado un sistema demostrador del proceso de musicalización de la D2 de el ECG. La aplicación final [D] consiste en un sistema que incluye: un simulador de ECG [A], un módulo sonorizador de ECG [B] y un método de musicalización de ECG [C]. Se trata de una aplicación diseñada para probar la musicalización de ECG. Es capaz de generar de forma automática composiciones musicales a partir de patrones de señales ECG. El sistema recibe como parámetro un archivo XML con una secuencia de patrones que forman una señal ECG. El simulador de ECG genera la señal a partir de la secuencia indicada en el archivo. El módulo sonorizador de ECG convierte de cuatro formas distintas la señal ECG en un archivo WAVE. Este trabajo ha desarrollado un método de composición musical de ECG a partir del estudio de la D2 de un ECG y de conocimientos de composición musical. Este método conforma el módulo más importante del sistema, el musicalizador de ECG. Está diseñado de tal forma que sea parametrizable. A partir de las características de la onda y la forma de onda se obtienen las variables asociadas a las características musicales básicas de la composición musical. La composición musical generada se presenta al usuario en

formato de archivo MIDI [21]. Se ha escogido el formato MIDI ante otras alternativas [22] ya que es la forma más natural y sencilla de trabajar con un formato para representar una composición musical. Un archivo MIDI es básicamente un formato contenedor de partituras.

C. Reflexión

De la realización de este trabajo y los resultados obtenidos se puede afirmar que la música es útil para la transmisión de información objetiva. Los resultados demuestran que los usuarios son capaces de recibir información a través de la composición musical. Aunque para obtener un mejor rendimiento del método, los usuarios deben someterse a un entrenamiento específico.

El método creado contempla el uso de una única derivación de un ECG y por eso su aplicación es limitada. Esta simplificación no impide la generalización del método a las otras derivaciones. El método es escalable a las otras derivaciones. Contemplando el uso de las demás derivaciones, el método tendría aplicaciones médicas.

El método obtenido puede ser sintonizado para permitir afinar la percepción del oyente. Las características musicales asignadas a las variables obtenidas pueden ser modificadas para obtener una mejor respuesta del método. La parametrización del método de musicalización permite la modificación del resultado final, mejorando los resultados.

Se ha desarrollado un método que contempla el uso de una sola derivación. Por lo tanto, la melodía se ha construido con una única voz. Puesto que el lenguaje musical es extremadamente potente y las posibilidades de la composición son infinitas se pueden generar composiciones musicales con más de una voz asignadas a otras derivaciones tales como D1 y D3. Adicionalmente, las voces se pueden componer para otros instrumentos.

Otra de las aplicaciones de la transmisión de información a través de la música se adentra en el campo de la realidad aumentada (RA). La RA busca agregar información virtual a un entorno real, en contraposición a la realidad virtual (RV), que busca una inmersión del individuo en el ambiente virtual [23]. La RA agrega datos (gráficos, 3D, audio, y otros) a un entorno en tiempo real. Un sistema de RA, entonces, genera una visión compuesta para el usuario siendo una combinación de la escena real vista por el usuario y de una escena virtual generada por el computador que aumenta (en el sentido de enriquecer) la escena con la información adicional.

D. Líneas de futuro

Un trabajo de investigación deja patente muchas posibles mejoras y líneas futuras de trabajo. Este trabajo se ha concentrado en la transmisión de información a partir de la música. Investigando en esta dirección, aparecen un sinnúmero de mejoras aplicables al método básico o aplicaciones del método en un

entorno real. También resulta necesario una fase de pruebas más compleja y exhaustiva. Los pasos a seguir a corto plazo más relevantes son:

1) Una de las fases importantes de la investigación es la obtención de resultados a partir de experimentos. En este trabajo se han realizado pruebas sobre una población no lo suficientemente representativa. Para poder obtener unos resultados con mayor valor estadístico, se debería realizar sobre una muestra más significativa de la población. Serviría para relacionar los resultados con características relevantes de la población. Se tiene en consideración realizar pruebas a través de un entorno *web* que facilite la experimentación con el mayor número posible de personas. A través de un formulario con un *plugin* para la reproducción de archivos MIDI, el usuario describiría su percepción de la información transmitida.

2) Para dotar de utilidad médica al método de musicalización se debe tener en cuenta el resto de derivaciones necesarias para un diagnóstico médico. Una posible adaptación del método consiste en la composición de más voces musicales en la melodía asociadas a las otras derivaciones del ECG. Se debería plantear el método de musicalización para más voces.

3) El método de musicalización general es sumamente potente y permite aplicar el proceso a otros fenómenos monitorizados. Se pueden obtener variables de cualquier fenómeno modelable como una secuencia de datos. Estas son asignadas a las características musicales de la composición. Parametrizando un patrón de normalidad de la secuencia de datos se describe un sistema de condiciones de alarma. Como ejemplo, se puede pensar en una aplicación del método para aeropuertos. Los vectores de aproximación de los aviones modelarían una señal de datos. La composición musical resultaría advertiría de la distancia entre ellos y de los posibles conflictos de itinerarios.

4) Una línea de trabajo inmediato consistiría en el desarrollo de un extractor de características que proporcione el valor de las variables de un ECG. Una vez hecho esto, la adaptación para una ejecución en tiempo real resulta sencilla. Además, se tendría que tener en cuenta la composición musical que advierta de los cambios de forma sincronizada a su manifestación en la señal.

APÉNDICES

- [A] Simulación de electrocardiogramas (ECG)
- [B] Sonorización de electrocardiogramas (ECG)
- [C] Transmisión de información a través de la música
- [D] Aplicación para la musicalización de electrocardiogramas (ECG)

REFERENCIAS

- [2] D. Sridharan, D. J. Levitin, C. H. Chafe, J. Berger, and V. Menon, "Neural dynamics of event segmentation in music: Converging evidence for dissociable ventral and dorsal networks," *Neuron*, vol. 55, no. 3, pp. 521–532, August 2007. [Online]. Available: http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6WSS-4PB1JGW-K&_user=2910559&_coverDate=08%2F02%2F2007&_rdoc=1&_fmt=&_orig=search&_sort=d&view=c&_acct=C000059127&_version=1&_urlVersion=0&_userid=2910559&md5=fdb188fe03849195110a1ab1c7aa7588
- [3] C. P. d. M. d. S. CPMS, "Lenguaje musical," 2006. [Online]. Available: <http://www.consersalamanca.org/programacion/lmusical.pdf>
- [4] I. M. H. Ayala, "Estructuras del lenguaje musical," *Universidad de Jaén*, vol. -, pp. 1–20, 2005.
- [5] S. Trehub, "The developmental origins of musicality," *Nat. Neurosci.*, vol. 7, pp. 669–673, 2003.
- [6] G. Cooper and L. Meyer, "The rhythmic structure of music," *The Rhythmic Structure of Music*, 1960, (Chicago: University of Chicago Press).
- [7] F. Lehrdahl and R. Jackendoff, "A generative theory of tonal music," 1983, (Cambridge, MA: MIT Press).
- [8] D. McHugh, "Musical listening apparatus with pulse-triggered rhythm," 2001, (US-A-6230047). [Online]. Available: <http://www.patentstorm.us/patents/6230047.html>
- [9] P. E. Oy, "Listen to your body," 2003, (EP-A-1431955). [Online]. Available: <http://www.patentoffice.ie/PDF%20Documents/2053.pdf>
- [10] L. X. Ribas and S. T. Vacchina, "Method for the musicalization of monitored phenomena," Method for the musicalization of monitored phenomena. Universitat Autònoma de Barcelona (pat. holder), 2006, patent no. 200602441 (pending). Spanish pat. office. Sept. 2006.
- [11] G. F. Salazar, *Electrocardiografía Elemental*. Editorial Científico-Técnica, 1987, ch. 2, pp. 17–27.
- [12] J. R. G. Gumà, "Utilidad segunda derivación (d2)," 2007, (Reunión).
- [13] M. T. Bonastre, "Reunión sobre las derivaciones de un ecg," 2007, (Reunión).
- [14] A. i. d. L. Bayés, *Fonaments d'electrocardiografia*, E. científico médica, Ed. Editorial científico médica, 1980, vol. 1.
- [15] R. F. Gallo, "El electrocardiograma en la clínica: una forma práctica para su análisis," *Publicación digital de la Ira Cátedra de Clínica Médica y Terapéutica y la Carrera de Posgrado de especialización en Clínica Médica*, vol. 1, p. 3, 2005, http://www.clinica-unr.com.ar/Educacion_distancia/Curso%20ECG%20en%20la%20Clinica%20-%20Modulo%201.pdf. [Online]. Available: http://www.clinica-unr.com.ar/Educacion_distancia/Curso%20ECG%20en%20la%20Clinica%20-%20Modulo%201.pdf
- [16] M. A. Orozco, R. M. Orozco, F. S. Ojeda, and G. D. Castellanos, "Extracción de características usando transformada wavelet en la clasificación de arritmias cardíacas," -, vol. -, pp. -, 2003.
- [17] R. Karthik, "Ecg simulation using matlab," 2006, (MATLAB Central). [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=10858&objectType=File>
- [18] P. E. McSharry, G. Clifford, L. Tarassenko, and L. A. Smith, "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 3, pp. 289–294, March 2003. [Online]. Available: <http://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/paper/>
- [19] P. E. McSharry and G. Clifford, "Ecgyn - a realistic ecg waveform generator," 2003. [Online]. Available: <http://www.physionet.org/physiotools/ecgsyn/C/src/>
- [20] W. T. Vetterling, *Numerical Recipes in C: the art of scientific computing*. Cambridge University Press, 2007, ch. Appendix C, p. 319, <http://www.nr.com/com/storefront.html>. [Online]. Available: <http://www.nr.com/com/storefront.html>
- [21] M. G. Peña, "Curso midi," 2003, escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.
- [22] C. Walshaw, "Abc notation," 2007. [Online]. Available: <http://www.walshaw.plus.com/abc/>
- [23] O. Bimber and R. Raskar, *Spatial Augmented Reality: Merging Real and Virtual Worlds*. A K Peters, 2005, ch. 1, pp. 1–13. [Online]. Available: http://www.amazon.com/gp/reader/1568812302/ref=sib_dp_bod_toc/002-8426009-5998437?ie=UTF8&p=S008#reader-link

- [1] M. M. Lafarga, "Música y lenguaje. una experiencia educativa para la formación del profesorado de educación musical," *Revista de la Lista Electrónica Europea de Música en la Educación*, vol. 5, p. 1, 2000. [Online]. Available: <http://musica.rediris.es/leeme/revista/lafarga.htm>

Apéndices

Apéndice A

Simulación de electrocardiogramas (ECG)

Este apéndice tiene como principal objetivo detallar la investigación, el desarrollo y la implementación de un simulador de electrocardiogramas (ECG), para su posterior integración en proyectos de software en el ámbito del tratamiento de señales ECG. Un simulador de ECG es aquel componente capaz de generar una señal ECG realista, cuya función principal es simular los resultados generados por un aparato electrocardiógrafo. Como se verá en este apéndice, una señal de ECG es aquella que describe los pulsos eléctricos del músculo más importante del ser humano, el corazón. Pero esta componente eléctrica del corazón no se produce en un único plano y en una única dirección. Por lo tanto, un ECG se compone de distintas derivaciones que no son más que distintos “puntos de vista” del mismo órgano. Debido a la complejidad y a las restricciones temporales, este apéndice sólo se dedica exclusivamente a la simulación de una única derivación. Por consiguiente, se propone teorizar y aplicar un simulador de una sola derivación de un ECG simplificando enormemente el método, aunque en lo sucesivo se hará referencia en este apéndice como simulador de ECG.

La tarea primordial de un simulador de ECG es la de producir una gran gama de diferentes patrones que modelen los diversos comportamientos de un ECG. El uso de un simulador de ECG tiene muchas ventajas: como principal, la eliminación de problemas al tratar con señales reales obtenidas a través de métodos invasivos o no invasivos; es una herramienta potente y versátil, utilizada en aplicaciones educativas y con fines didácticos en el entrenamiento para el diagnóstico de ECG, o en las fases previas del desarrollo de proyectos software que investigan nuevas aplicaciones en el ámbito de las señales de ECG; con un simulador de ECG se generan diversos tipos de señal ECG que aparecen en la realidad, a la par que se trata de un método eficaz de virtualización para investigar nuevas soluciones alojadas en este ámbito.

La utilización de un simulador de ECG en un proyecto software para el tratamiento de ECG, queda motivada por diversos factores. Principalmente se trata de evitar el procesamiento de señales reales, obtenidas de una máquina de ECG o de cualquier fuente de datos digitalizadora de ECG. Esto se traduce en una reducción de los tiempos de desarrollo e implementación de herramientas para la extracción de características de una señal ECG. Por consiguiente, si se prescinde trabajar con señales reales de ECG, no es necesaria una herramienta extractora de características, reduciendo de esta manera el tiempo para el desarrollo e implementación del simulador. A un simulador de ECG, por definición, se le debe predefinir la morfología de la señal ECG y por ende sus características, ya que se trata de la información que necesita el simulador para generar la señal de ECG. Finalmente, genera una señal realista capaz de emular la señal real obtenida de forma convencional.

Este apéndice se organiza de la siguiente forma. En primer lugar, se define una señal ECG así como su morfología. Posteriormente, se repasa la actualidad desde el punto de vista de los simuladores de ECG existentes, haciendo especial hincapié en los modelos matemáticos usados en la implementación de simuladores software de ECG. Le sigue una descripción exhaustiva del modelo matemático utilizado en la implementación de este simulador de ECG. Y para acabar, se realiza una descripción funcional del simulador de ECG implementado.

1. El electrocardiograma (ECG)

El electrocardiograma, también designado como ECG o EKG, es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón, durante el ciclo cardíaco [Bayés, 1980]. Esta representación consiste en una línea base, varias deflexiones y ondas, que se obtienen colocando electrodos en diversas posiciones del cuerpo, y conectándolos a un aparato electrocardiográfico. De la actividad eléctrica del corazón, se puede obtener una representación gráfica o un trazado de la actividad eléctrica del corazón [Constant, 1997]. Los cambios en el trazado normal de un ECG pueden indicar una o más condiciones relacionadas con el corazón. Muchas condiciones de salud pueden causar cambios en el ECG. Dado que el ECG es un examen rápido, sencillo, no doloroso y relativamente barato, se puede utilizar como parte inicial de un examen para ayudar al médico a reducir las posibilidades en el proceso de diagnóstico. Los ECG también se hacen como exploraciones físicas de rutina para poder compararlos con ECG anteriores y determinar si una enfermedad oculta o no detectada puede causar los cambios en el ECG. Las condiciones que pueden causar cambios en el patrón del ECG pueden incluir, aunque no se limitan, a las siguientes [Salazar, 1987]:

- **Isquemia:** disminución del flujo de sangre oxigenada a un órgano debido a la obstrucción de una arteria.
- **Ataque al corazón:** también llamado infarto de miocardio (músculo del latín *mio* y corazón del latín *cardio*). Lesión del músculo cardíaco debida a un suministro insuficiente de sangre.
- **Trastornos de conducción:** una disfunción del sistema de conducción eléctrica del corazón, que puede hacer que los latidos sean demasiado rápidos, demasiado lentos o que tengan una velocidad irregular.
- **Trastornos electrolíticos:** un desequilibrio en los niveles de electrolitos o sustancias químicas de la sangre tales como el potasio, el magnesio o el calcio.
- **Pericarditis:** una inflamación de la bolsa (revestimiento fino) que rodea al corazón.
- **Enfermedad valvular cardíaca:** una, o varias, de las cuatro válvulas del corazón está defectuosa o tiene una malformación congénita.
- **Dilatación cardíaca:** una condición en la que el corazón es mucho más grande de lo normal; puede ser debida a diversos factores: como los trastornos de las válvulas, la presión

alta de la sangre, la insuficiencia cardíaca congestiva, los trastornos de conducción, etc.

- **Traumatismos en el pecho:** un traumatismo directo en el pecho (como cuando el conductor se golpea contra el volante en un accidente automovilístico).

Fue Willem Einthoven (Nobel de Medicina, 1924), creador del galvanómetro de cuerda [Einthoven, 1901], quien asignó las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones que componen un ECG y describió las características electrocardiográficas de gran número de enfermedades cardiovasculares [Cooper, 1986] (también en [Burch & Depasquales, 1990]). En la figura A.1 se muestra el trazado típico de un ECG registrando un latido cardíaco normal. Consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. La pequeña onda U normalmente es invisible.

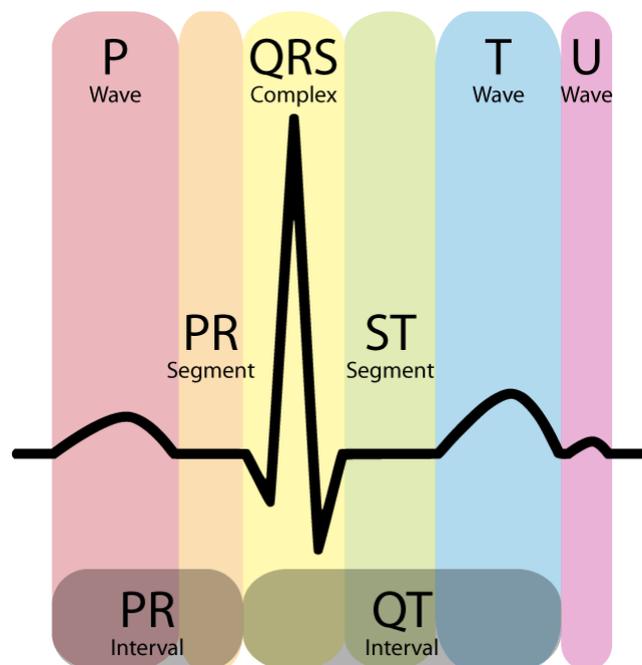


Figura A.1 — Trazado típico de una señal ECG. Se observan las diferentes ondas que la constituyen: P, Q, R, S, T y U.

La disposición específica que guardan los electrodos en el cuerpo humano recibe el nombre de derivación. Las derivaciones más importantes son las bipolares (D1, D2 y D3), las unipolares de miembros (VR, VL y VF) y las unipolares precordiales (V1, V2, V3, V4, V5 y V6). El trazado de cada derivación de un ECG de 12 derivaciones será diferente, pero tiene los mismos componentes básicos. Cada derivación del ECG de 12 derivaciones “mira” una parte específica del corazón desde diferentes ángulos [García, 2001]. Las variaciones en una derivación podrían indicar un problema en la zona del corazón asociada con esa derivación en particular. En la figura A.2 se muestra la orientación del vector y la disposición de los electrodos para las diferentes derivaciones.

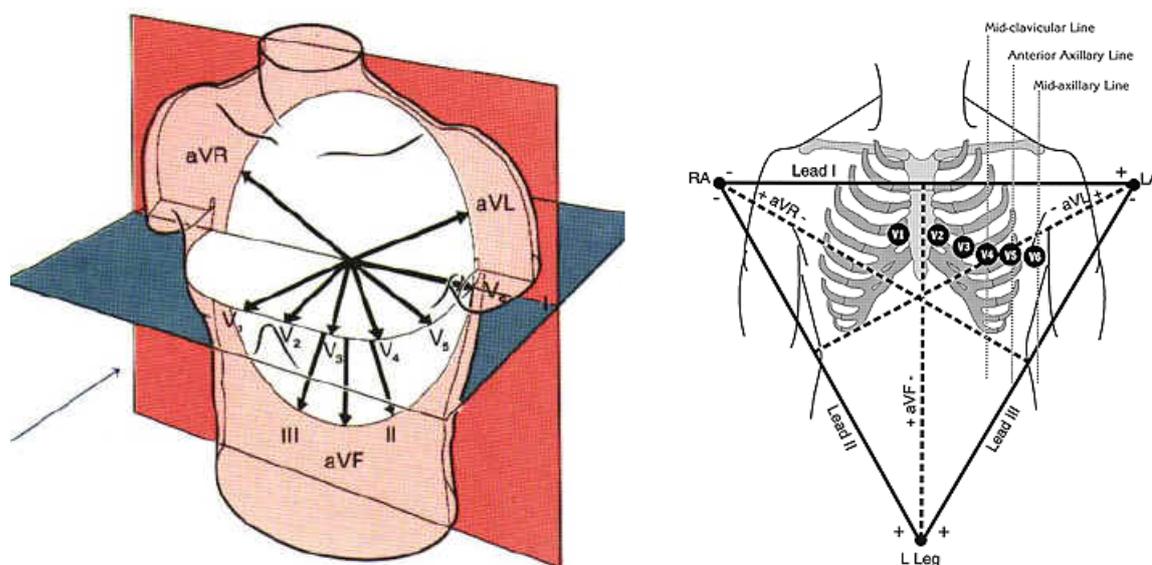


Figura A.2 — Izquierda: vectores espaciales indicando la dirección en el plano de las diferentes derivaciones. Derecha: Disposición de electrodos para las diferentes derivaciones.

Partes de un ECG [Fleming, 1985]

Onda P La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la contracción auricular. Ambas aurículas, derecha e izquierda, se contraen simultáneamente. Las ondas P irregulares o inexistentes pueden indicar una arritmia. Su relación con los complejos QRS determina la presencia de un bloqueo cardíaco. La repolarización de la onda P queda escondida en el comienzo del complejo QRS.

Intervalo y segmento PR Este período representa el tiempo transcurrido desde el inicio de la activación auricular hasta el inicio de despolarización ventricular. Varía entre 0.12 y 0.20 segundos. Períodos más cortos son típicos del síndrome de conducción acelerada, y los más largos son típicos de trastornos de la conducción AV de diverso grado. Para una correcta medición debe tomarse el inicio en el principio de la onda P y el final en el comienzo de la onda Q o de R si aquella no existiese. El trazado del segmento PR debe superponerse a la línea isoelectrónica.

Complejo QRS El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo, la cual es mucho más potente que la de las aurículas y afecta a más masa muscular, produciendo así una mayor deflexión en el ECG. La onda Q, cuando está presente, representa la pequeña corriente horizontal (de izquierda a derecha) del potencial de acción viajando a través del septum interventricular. Las ondas Q que son demasiado anchas y profundas no tienen un origen septal, sino que indican un infarto de miocardio. Las ondas R

y S indican contracción del miocardio. Las anomalías en el complejo QRS pueden indicar bloqueo de rama (cuando es ancha), taquicardia de origen ventricular, hipertrofia ventricular u otras anomalías ventriculares. Los complejos son a menudo pequeños en las pericarditis.

Intervalo QT Es la expresión eléctrica de toda la sístole ventricular. Comprende desde el principio de la onda Q o R hasta el final de T. QT es inversamente proporcional a la frecuencia cardíaca, de modo que a más frecuencia cardíaca menor valor de QT y viceversa. Algunas enfermedades (síndrome de Romano-Ward, y el de Jerwell-Lange-Nielsen), así como drogas (digital, quinidina, antiarrítmicos del grupo I, derivados tricíclicos) y determinados trastornos electrolíticos (en especial la hipocalcemia), modifican sustancialmente los valores del QT, predisponiendo el corazón a arritmias ventriculares ocasionalmente severas.

Segmento ST El segmento ST se mide desde el final de QRS (punto J) hasta el inicio de la onda. Suele estar nivelado con la línea isoeletrica, aunque en condiciones normales tiende a supradesnivelarse con la bradicardia y la vagotonía, y a infradesnivelarse con la taquicardia.

Onda T La onda T representa la repolarización de los ventrículos. El complejo QRS, generalmente, oscurece la onda de repolarización auricular; por lo que la mayoría de las veces no se ve. Eléctricamente, las células del músculo cardíaco son como muelles cargados: un pequeño impulso las dispara, despolarizan y se contraen. La recarga del muelle es la repolarización (también llamada potencial de acción). En la mayoría de las derivaciones la onda T es positiva. Las ondas T negativas pueden ser síntomas de enfermedad, aunque una onda T invertida es normal en V1 (V2-3 en la gente de color). El segmento ST conecta con el complejo QRS y la onda T. Puede estar reducida en la isquemia (falta de oxigenación del tejido, en este caso, miocárdico, por disminución del aporte sanguíneo al mismo. Este sufrimiento celular puede ser suficientemente intenso como para provocar la muerte celular y del tejido). Contrariamente puede ser elevado en el infarto de miocardio.

Onda U Es una inscripción de pequeño voltaje y de significado incierto, que cuando aparece lo hace tras la onda T, en las derivaciones V4 y V5, siguiendo la misma polaridad que la onda T que le antecede. Algunos autores han querido ver su significado en la repolarización del sistema de Purkinje. La hipercalcemia, la hipokaliemia, la acción de la digital y la quinidina, y la bradicardia favorecen su presencia. La pequeña onda U normalmente es invisible.

Derivaciones de un ECG [Salazar, 1987]

Son métodos convencionales para registrar potenciales eléctricos nacidos de la excitación miocárdica. Reciben su nombre a causa de su fundamento: captan los potenciales en forma indirecta o derivada. Son, en esencia, 12. En raras ocasiones pueden emplearse otras. 3 de ellas son bipolares y se conocen con los nombres de D1, D2 y D3. Las otras 9 son unipolares y se denominan, por el orden en que se toman, VR, VL y VF; V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

Las derivaciones estándar de Einthoven (D1, D2 y D3) En términos concretos, Einthoven pensó que, siendo el corazón un generador de corriente y el cuerpo humano un buen conductor, podría construirse imaginariamente un triángulo, formado por las raíces de los miembros, sobre cuyos lados se proyectarían las fuerzas eléctricas emanadas del músculo cardíaco. Dado que el corazón se inclina dentro del pecho hacia la izquierda, y como los brazos y piernas son prolongaciones de sus respectivas raíces, en la práctica se emplean los miembros superiores y el inferior izquierdo para construir el triángulo.

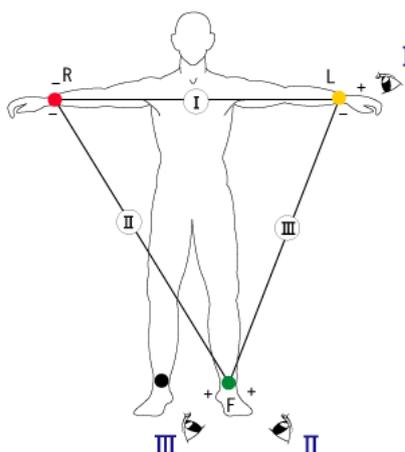


Figura A.3 — Localización de los electrodos correspondientes a las derivaciones estándar de Einthoven D1, D2 y D3 (el triángulo de Einthoven).

Las 3 derivaciones de Einthoven (figura A.3) se integran de la manera siguiente:

- D1: Brazo izquierdo menos brazo derecho
- D2: Pierna izquierda menos brazo derecho
- D3: Pierna izquierda menos brazo izquierdo

Cada una de ellas tiene una mitad negativa y otra mitad positiva, y un meridiano o punto cero en su centro. Las derivaciones de Einthoven recogen los potenciales cardíacos en un solo plano:

el plano frontal. Son de máxima utilidad para estudiar las arritmias, la situación o ubicación del marcapasos (ritmo cardíaco) y la frecuencia de los ciclos miocárdicos. También permiten presumir, con bastante exactitud, la posición del corazón.

Existe una relación matemática entre las 3 derivaciones estándares, de modo que los complejos ventriculares de D2 y, en general, todos los grafoelementos de D2, tienen una magnitud igual a la suma de las magnitudes halladas en los grafoelementos de D1 y D3.

Resumiendo, las 3 derivaciones de Einthoven son fundamentales en lo concerniente a precisar [Salazar, 1987]:

1. El ritmo cardíaco
2. La posición del corazón
3. Las medidas de las ondas, espacios y segmentos, sobre todo en D2
4. El diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias
5. La frecuencia cardíaca

Las derivaciones unipolares de miembros (VR, VL y VF) VR es la derivación del brazo derecho y muestra todos sus grafoelementos inscritos por debajo de la línea isoelectrica. La negatividad de todas sus ondas permite dudar sobre la normalidad de un ECG que no cumpla esa condición. En VL (brazo izquierdo) y VF (pierna izquierda) aparecen los 2 puntos de referencia esenciales para la determinación de la posición del corazón. Los grafoelementos en esas derivaciones son una expresión de los potenciales eléctricos de ambas paredes ventriculares, y modifican su morfología en relación con los cambios que experimenta la posición anatómica del miocardio en función de la estructura corporal y de la afección cardiovascular que lo haga rotar hacia la izquierda o hacia la derecha. Son derivaciones localizadas en el plano frontal. La suma de los tres voltajes, debe ser igual a cero. En la figura A.4 se muestra la disposición de los electrodos para esta derivación.

Las derivaciones unipolares precordiales (V1, V2, V3, V4, V5 y V6) La onda positiva que se inscribe en V1 y V2, se origina por la activación del ventrículo derecho. Ese mismo ventrículo origina la onda negativa de V4, V5 y V6 (onda S). La onda negativa de V1 y V2 tiene semejante electrogenia que la positividad de V4, V5 y V6 (potenciales del ventrículo izquierdo). La derivación precordial V3 se presenta con potenciales equivalentes, por originarse en el tabique

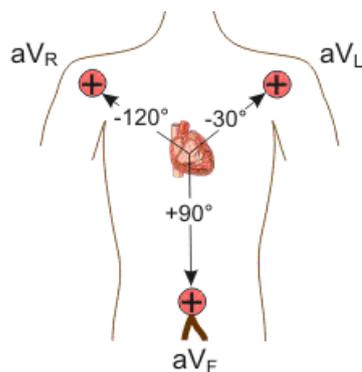


Figura A.4 — Localización de los electrodos correspondientes a las derivaciones unipolares de miembros VR, VL y VF.

interventricular y en zonas de ambos ventrículos adyacentes a dicho tabique. En el ECG normal, y en el patológico, la fuerza positiva de V1 y V2 y la negativa de V4, V5 y V6 son ventriculares derechas; y los potenciales que son negativos en V1 y V2 y positivos en V4, V5 y V6 emergen del ventrículo izquierdo. Las hipertrofias ventriculares y los bloqueos intraventriculares serán izquierdos o derechos según obedezca a ese esquema la perturbación observada. Es fundamental comprobar un crecimiento progresivo de la onda R de V1 a V4, donde ella alcanza su máxima positividad. La ausencia de ese progresivo crecimiento puede representar la existencia de tejido muerto o de un trastorno de la conducción dentro de la musculatura ventricular. Se sitúan en el plano horizontal. En la figura A.5 se muestra la disposición de los electrodos para esta derivación.

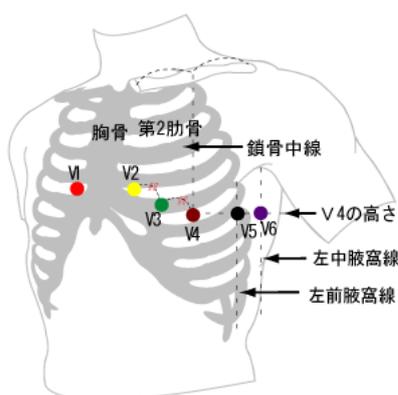


Figura A.5 — Localización de los electrodos correspondientes a las derivaciones precordiales V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

2. Simuladores de ECG

Una señal artificial que se corresponde con una señal ECG es útil para hacer innecesaria la necesidad de obtener registros sobre personas, y particularmente necesaria en actividades de investigación, al eliminar el riesgo potencial de hacer pruebas con sujetos. También resulta útil para conocer las características de la señal sin utilizar un extractor de características. En esta sección se describen los diferentes métodos para generar señales ECG de una única derivación. Empieza con una revisión de los trabajos existentes en esta área. Para acabar, se exponen los cálculos necesarios para determinar la frecuencia de muestreo de la señal discreta generada por cualquier simulador de ECG.

2.1. Métodos de simulación

Los resultados de la búsqueda de trabajos realizados en el área de simuladores de señales ECG, se reparten en dos categorías básicas:

- Simuladores software
- Simuladores hardware

La solución que mejor se presenta y que mejor se adapta a las necesidades y recursos de un proyecto software, obviamente, pasa por una solución software, ya que cualquier solución hardware [Ultramedic, 2007] requiere una sintonización de equipo, interfaz de datos y una inversión económica que no está prevista para un proyecto de estas características. De todas formas, no todas las soluciones software disponibles poseen unas características adecuadas (aplicaciones enfocadas al estudio y diagnóstico de señales ECG [SLI, 2004], aplicaciones comerciales, etc.). De las soluciones software contempladas, cabe destacar dos trabajos muy similares y que se ajustan perfectamente a las necesidades de un proyecto software para la simulación de señales ECG:

- Ecg simulation using Matlab (Principle of Fourier Series) [Karthik, 2006] (1)
- A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals [McSharry et al., 2003] (2)

El trabajo (1) consiste en la generación de señales ECG a partir del principio de las series de Fourier; y el trabajo (2) consiste en un modelo matemático del *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) para la generación de señales ECG, alojado en su área de desarrollo de aplicaciones para las ciencias biomédicas e ingenieras. Ambos proyectos se encuentran en un marco de libre estudio y utilización (licencias Matlab Central y GNU General Public License (GPL)).

Ahora se analizan más a fondo ambos modelos, y se detallan cada una de las dos opciones posibles como modelo para desarrollar un simulador de ECG.

Ecg simulation using Matlab (Principle of Fourier Series)

Este trabajo se basa en el principio de las series de Fourier (A.1) para modelar la forma de onda típica de un ECG. Propone, como concepto inicial, que cada patrón de una señal ECG se puede entender como el resultado de la composición de diferentes tipos de ondas (P, Q, R, S, T y U), así como su naturaleza (triangular y sinusoidal) que fácilmente se puede observar en la figura A.1. Considera (Q, R, S) como ondas triangulares y (P, T, U) como ondas sinusoidales. Formula una serie de Fourier para cada tipo de onda (triangular y sinusoidal) que utiliza para generar cada onda que forma parte del patrón. Se trata de un método computacionalmente rápido y eficaz para la simulación de señales ECG.

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 t) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\omega_0 t) \quad (\text{A.1})$$

A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals

Este trabajo usa un modelo basado en tres ecuaciones diferenciales ordinarias (A.2). La idea intuitiva es generar una trayectoria en tres dimensiones en las coordenadas (x, y, z) . La casi periodicidad del ECG se refleja en el movimiento de esta trayectoria alrededor del límite atrayente de un círculo en el plano (x, y) . La velocidad angular de esta trayectoria queda definida por w . Cada giro en este círculo se corresponde a un patrón completo de ECG o a un latido del corazón. Los distintos puntos de un ECG (P, Q, R, S, T) son descritos por eventos que se corresponden a una atracción positiva o negativa en la dirección z . Las ecuaciones dinámicas del movimiento son dadas por tres ecuaciones diferenciales ordinarias.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \alpha x - wy, \\ \dot{y} &= \alpha y + wx, \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta\theta_i \exp(-\Delta\theta_i^2 / 2b_i^2) - (z - z_0) \end{aligned} \quad (\text{A.2})$$

(donde $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$; $\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \pmod{2\pi}$; $\theta = \text{atan}_2(y, x)$)

2.2. Frecuencia de muestreo

Para la implementación de cualquier componente software simulador de señales ECG, hay que tener presente el concepto de frecuencia de muestreo. La señal que genera el simulador es

una señal discreta que contiene la forma de onda de un ECG. La tasa o frecuencia de muestreo es el número de muestras por unidad de tiempo que se toman de una señal continua para obtener una señal discreta. Puesto que el simulador genera una señal discreta, se debe conocer el número total de muestras por segundo que toda señal discreta contiene, de lo contrario, sería imposible reconstruir la señal original.

Es un error frecuente y extendido creer que una misma señal muestreada con una tasa elevada se reconstruye mejor que una muestreada con una tasa inferior. Esto es falso (siempre que las tasas empleadas cumplan el criterio de Nyquist, naturalmente). Desde el punto de vista matemático, el proceso de muestreo (que no debe ser confundido con el de cuantificación) es perfectamente reversible, es decir, su reconstrucción es exacta y no aproximada. Dicho de otro modo, desde el punto de vista matemático al que se refiere el teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, la reconstrucción de una señal de 10 kHz es idéntica tanto si se obtiene de una tasa de muestreo de 25000 muestras por segundo como de una de 50000 muestras por segundo. No aporta nada incrementar la tasa de muestreo una vez que esta cumple el criterio de Nyquist. Ya que, de lo anteriormente expuesto, se deduce que una frecuencia de muestreo por encima de la estrictamente necesaria, causa un desperdicio de tiempo de cálculo y espacio que se debe evitar.

Para establecer la tasa de muestreo necesaria que permite la reconstrucción de la señal original, hay que basarse en el Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon [Nyquist, 1928] (formulado en forma de conjetura por primera vez por Harry Nyquist en 1928 en “*Certain topics in telegraph transmission theory*”, y demostrado formalmente por Claude E. Shannon en 1949 en “*Communication in the presence of noise*”). El teorema demuestra que la reconstrucción exacta de una señal periódica continua en banda base, a partir de sus muestras, es matemáticamente posible si la señal está limitada en banda y la tasa de muestreo es superior al doble de su ancho de banda. Esto implica encontrar la frecuencia máxima de un ECG, y muestrear a la mínima potencia de dos mayor que el doble de esa frecuencia.

Selección del filtro

Los monitores de ECG actuales ofrecen múltiples filtros para el procesamiento de este tipo de señales [Mark, 1998]. Los más comunes son el modo monitor y el modo diagnóstico. En modo monitor, el filtro para bajas frecuencias (filtro pasa altos) está entre 0.5 y 1 Hz, esto quiere decir, que únicamente se permiten frecuencias por encima de ese valor. El filtro para altas frecuencias (filtro pasa bajos) se sitúa en 40 Hz. En modo monitor se obtiene una señal con componentes frecuenciales situadas entre 0.5 o 1 Hz y 40 Hz. En modo diagnóstico, en cambio, las componentes

frecuenciales de la señal ECG quedan comprendidos entre 0.05 Hz y 40, 100 o 150 Hz.

Cálculos

Tal y como queda reflejado en las diferentes filosofías de monitoraje de señales ECG, y de sus respectivos filtros en frecuencia; se deduce que en modo diagnóstico (el más exhaustivo de los existentes), se aplica a la señal ECG un filtro pasabanda que va de 0.05 Hz a 150 Hz (el modo de mayor componente frecuencial). De aquí se afirma que la máxima frecuencia de un ECG es 150 Hz, al filtrarse todas las frecuencias por encima de los 150 Hz. Aplicando el Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, el simulador debe generar una señal ECG discretizada con 300 muestras por segundo, pero por cuestiones técnicas siempre se elegirá una frecuencia de muestreo potencia de dos.

Con lo cual se usa una frecuencia de muestreo de 512 Hz. En la fórmula (A.3) se resume lo anteriormente expuesto.

$$\begin{aligned} F_{max \ ECG} &= 150 \ Hz, \\ F_{sample} &= 2^n \geq 2F_{max \ ECG}, \\ F_{sample} &= 2^9 = 512 \ Hz \end{aligned} \tag{A.3}$$

3. Descripción del modelo matemático: principio de las series de Fourier

Seguidamente, se expondrá en detalle la descripción teórica del modelo utilizado para la implementación del simulador de ECG. En este apéndice, se ha elegido como método ilustrativo el modelo basado en la utilización de las series de Fourier para la representación de una señal [Serra & Vilanova, 1999]. La idea básica de las series de Fourier es que toda función periódica de período T puede ser expresada como una suma trigonométrica de senos y cosenos del mismo período T [González, 1997]. El modelo, simplemente, describe en términos de serie de Fourier dos tipos de señal: una de forma triangular y otra de forma sinusoidal. Estos dos tipos de onda son los que típicamente se asocian con las ondas P, Q, R, S, T y U de un ECG. Con este modelo se representan cada una de las morfologías de onda típicas de un ECG, consiguiendo generar los patrones escogidos. Se utiliza el modelo basado en las series de Fourier para la implementación del simulador de ECG de la segunda derivación de Einthoven (D2), ya que, de las tres derivaciones de Einthoven, se trata de la más interesante para extraer las diferentes medidas de las ondas, espacios y segmentos [Salazar, 1987].

3.1. Series de Fourier

La idea principal que hay detrás de este modelo es que cualquier función periódica que cumpla las condiciones de Dirichlet [Duoandikoetxea, 2003] puede ser expresada como series de magnitudes escaladas en términos de senos y cosenos de frecuencias múltiples de una frecuencia fundamental.

Una señal ECG se puede considerar periódica y con una frecuencia fundamental determinada por el latido del corazón (del inglés *heart beat* o *hb*). También cumple las condiciones de Dirichlet:

- Es absolutamente integrable en un periodo
- La señal tiene, en un periodo, un número finito de máximos y mínimos entre intervalos finitos
- La señal tiene, en un periodo, un número finito de discontinuidades de primer orden

Por lo tanto, las series de Fourier pueden ser usadas para representar señales ECG.

Una señal $x(t)$ periódica, de período T , según los resultados de Fourier puede ser expresada de la forma:

$$x(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\omega_0 t) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\omega_0 t) \quad (\text{A.4})$$

conocida como la serie de Fourier para $x(t)$. En esta ecuación los a_n i los b_n son los llamados coeficientes de Fourier, y ω_0 es la frecuencia fundamental de $x(t)$. Además debe cumplir las condiciones de de Dirichlet [Duoandikoetxea, 2003].

Los coeficientes de Fourier se calculan con las siguientes fórmulas:

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} x(t) dt \quad (\text{A.5})$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} x(t) \cos(n\omega_0 t) dt \quad (\text{A.6})$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_a^{a+T} x(t) \sin(n\omega_0 t) dt \quad (\text{A.7})$$

Adaptando las fórmulas de la serie de Fourier para que generen las señales ECG:

$$\begin{aligned} F &= \frac{hb}{60} \\ T &= \frac{60}{hb} = 2l \Rightarrow l = \frac{30}{hb} \\ \omega_0 &= \frac{2\pi}{T} = \frac{2\pi}{2l} = \frac{\pi}{l} \\ x(t) &\Rightarrow f(x) \end{aligned} \quad (\text{A.8})$$

(donde hb: heartbeat per minute)

Se obtiene:

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin\left(\frac{n\pi}{l}x\right) \quad (\text{A.9})$$

$$a_0 = \frac{1}{l} \int_T f(x) dx \quad (\text{A.10})$$

$$a_n = \frac{1}{l} \int_T f(x) \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \quad (\text{A.11})$$

$$b_n = \frac{1}{l} \int_T f(x) \sin\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \quad (\text{A.12})$$

(donde $\omega_0 = \frac{\pi}{l}$; $T = 2l$; $x(t) \Rightarrow f(x)$)

Una vez obtenida la ecuación de la serie de Fourier (A.9) y sus coeficientes (A.10), (A.11) y (A.12) en función del periodo T de la señal ECG a generar, sólo queda representar los dos tipos de señal típicas de un ECG en forma de series de Fourier.

3.2. Cálculos

Al observar un patrón de una señal de ECG, fácilmente, se puede advertir que se trata de una mezcla de formas de onda triangular y sinusoidal (ver figura A.1). Cualquier onda de un patrón de ECG se puede representar como una versión escalada, cambiada y desplazada de una forma de onda triangular y otra sinusoidal. De las dos formas de onda cabe decir que:

- Las ondas Q, R y S de una señal de ECG se pueden representar como ondas triangulares
- Las ondas P, T y U de una señal de ECG se pueden representar como ondas sinusoidales

Hay que expresar como serie de Fourier cada una de los dos tipos de ondas. Una vez generadas cada una de las partes que forma el patrón de un ECG, sólo queda sumar cada onda generada y así obtener la señal del ECG resultante. La señal R del patrón queda centrada, y se usa como punto de referencia para el desplazamiento del resto de ondas que forman el patrón del ECG.

Generación de ondas triangulares

Las ondas Q, R y S de una señal de ECG se pueden representar como ondas triangulares. Hay que modelar las ondas Q, R y S como la forma de onda de la figura A.6. Para poder generar esta forma de onda, hay que encontrar el sumatorio de señales sinusoidales que genera esta forma de onda.

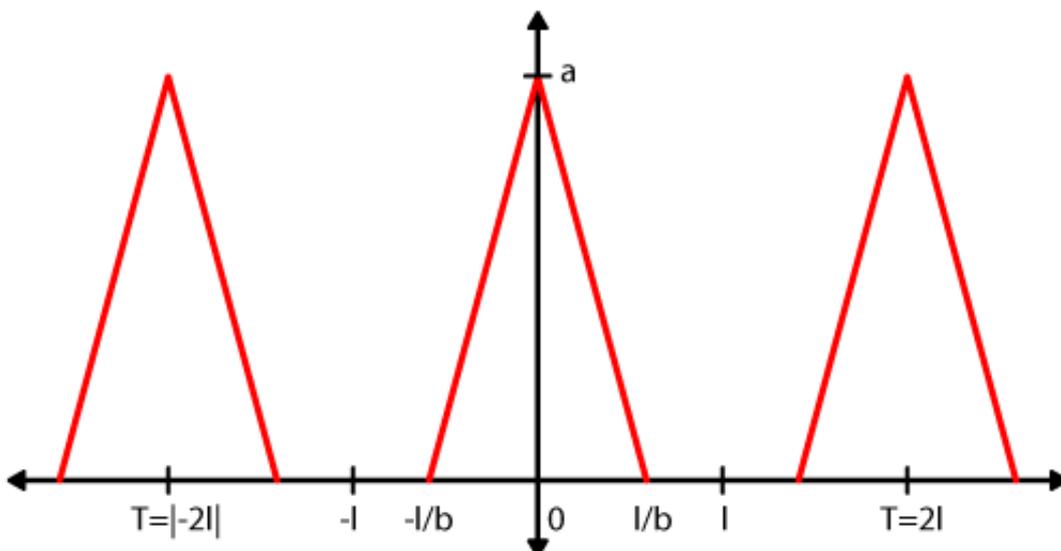


Figura A.6 — Forma de onda triangular de las ondas Q, R y S.

Se trata de construir un pulso triangular de $T = 2l$, de amplitud máxima a y de duración d :

$$f(x) = \begin{cases} (-\frac{ab}{l}x) + a & \text{en } 0 < x < \frac{l}{b} \\ (\frac{ab}{l}x) + a & \text{en } -\frac{l}{b} < x < 0 \\ 0 & \text{en el resto} \end{cases} \quad (\text{A.13})$$

Aplicando las series de Fourier a una señal de este tipo, se obtiene:

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{1}{l} \int_T f(x) dx \\ &= \frac{1}{l} \left(\int_{-\frac{l}{b}}^0 (\frac{ab}{l}x + a) dx + \int_0^{\frac{l}{b}} (-\frac{ab}{l}x + a) dx \right) \\ &= (\frac{a}{b})(2 - b) \end{aligned} \quad (\text{A.14})$$

$$\begin{aligned} a_n &= \frac{1}{l} \int_T f(x) \cos(\frac{n\pi}{l}x) dx \\ &= \frac{1}{l} \left(\int_{-\frac{l}{b}}^0 (\frac{ab}{l}x + a) \cos(\frac{n\pi}{l}x) dx + \int_0^{\frac{l}{b}} (-\frac{ab}{l}x + a) \cos(\frac{n\pi}{l}x) dx \right) \\ &= \frac{2ab}{n^2\pi^2} (1 - \cos(\frac{n\pi}{b})) \end{aligned} \quad (\text{A.15})$$

$$\begin{aligned} b_n &= \frac{1}{l} \int_T f(x) \sin(\frac{n\pi}{l}x) dx \\ &= \frac{1}{l} \left(\int_{-\frac{l}{b}}^0 (\frac{ab}{l}x + a) \sin(\frac{n\pi}{l}x) dx + \int_0^{\frac{l}{b}} (-\frac{ab}{l}x + a) \sin(\frac{n\pi}{l}x) dx \right) \\ &= 0 \quad (\text{porque la forma de onda es par}) \end{aligned} \quad (\text{A.16})$$

Y finalmente:

$$\begin{aligned} f(x) &= \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(\frac{n\pi}{l}x) \\ &= \frac{a}{2b}(2 - b) + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2ab}{n^2\pi^2} (1 - \cos(\frac{n\pi}{b})) \cos(\frac{n\pi}{l}x) \end{aligned} \quad (\text{A.17})$$

la fórmula (A.17) se usa para generar las ondas triangulares de un ECG, como lo son las ondas Q, R y S. La modificación de los parámetros a y d , permite modelar tanto su amplitud como su duración. El último parámetro a modificar, el desplazamiento respecto el pico R, es simplemente una traslación en el eje del tiempo, producida por sumar el desplazamiento a la x de la función para avanzar el recorrido o restando el desplazamiento para retrasarlo.

Generación de ondas sinusoidales

Las ondas P, T y U de una señal de ECG se pueden representar como ondas sinusoidales. Hay que modelar las ondas P, T y U como la forma de onda de la figura A.7. Para poder generar esta forma de onda, hay que encontrar el sumatorio de señales sinusoidales que genera esta forma de onda.

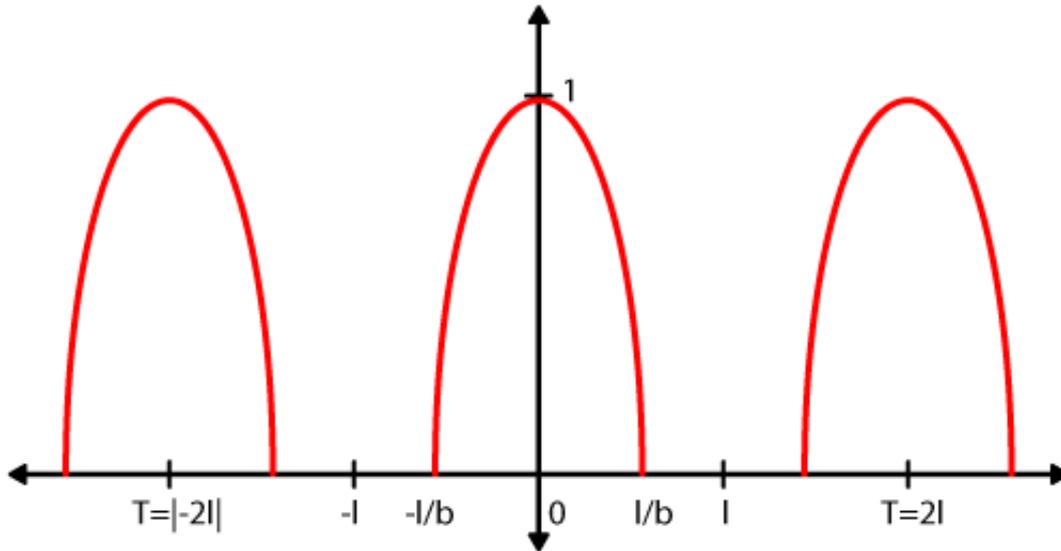


Figura A.7 — Forma de onda sinusoidal de las ondas P, T y U.

Se trata de construir un pulso sinusoidal de $T = 2l$, de amplitud máxima a y de duración d :

$$f(x) = \cos\left(\frac{b\pi}{2l}x\right) \text{ en } -\frac{l}{b} < x < \frac{l}{b} \quad (\text{A.18})$$

Pero hay que tener en cuenta, que al usar una función sinusoidal, su amplitud máxima por definición será 1. Por lo tanto, hay que escalar la onda multiplicando por la amplitud indicada. Este último paso, se deja para cuando se tenga la función expresada como una serie de Fourier.

Aplicando las series de Fourier a una señal de este tipo, se obtiene:

$$\begin{aligned} a_0 &= \frac{1}{l} \int_T f(x) dx \\ &= \frac{1}{l} \int_{-\frac{l}{b}}^{\frac{l}{b}} \cos\left(\frac{b\pi}{2l}x\right) dx \\ &= \frac{2}{l} \end{aligned} \quad (\text{A.19})$$

$$\begin{aligned}
a_n &= \frac{1}{l} \int_T f(x) \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \\
&= \frac{1}{l} \int_{-\frac{l}{b}}^{\frac{l}{b}} \cos\left(\frac{b\pi}{2l}x\right) \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \\
&= \frac{2}{\pi} \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b-2n)\right)}{b-2n} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b+2n)\right)}{b+2n} \right)
\end{aligned} \tag{A.20}$$

$$\begin{aligned}
b_n &= \frac{1}{l} \int_T f(x) \sin\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \\
&= \frac{1}{l} \int_{-\frac{l}{b}}^{\frac{l}{b}} \cos\left(\frac{b\pi}{2l}x\right) \sin\left(\frac{n\pi}{l}x\right) dx \\
&= 0 \text{ (porque la forma de onda es par)}
\end{aligned} \tag{A.21}$$

Y se obtiene:

$$\begin{aligned}
f(x) &= \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) \\
&= \frac{1}{l} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{\pi} \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b-2n)\right)}{b-2n} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b+2n)\right)}{b+2n} \right) \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right)
\end{aligned} \tag{A.22}$$

En este punto es cuando se efectúa el cambio de la amplitud máxima. Al multiplicar la serie de Fourier por la amplitud indicada, finalmente se obtiene:

$$f(x) = a \left[\frac{1}{l} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2}{\pi} \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b-2n)\right)}{b-2n} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b}(b+2n)\right)}{b+2n} \right) \cos\left(\frac{n\pi}{l}x\right) \right] \tag{A.23}$$

la fórmula (A.23) se usa para generar las ondas sinusoidales de un ECG, como lo son las ondas P, T y U. La modificación de los parámetros a y d permite modelar tanto su amplitud como su duración. El último parámetro a modificar, el desplazamiento respecto el pico R, es simplemente una traslación en el eje del tiempo producida por sumar el desplazamiento a la x de la función para avanzar el recorrido, o restando el desplazamiento para retrasarlo.

4. Diseño del simulador de ECG

En esta sección, se expone el funcionamiento básico del simulador, así como la descripción de los patrones XML definidos para generar las diferentes señales ECG. Seguidamente, se describen las técnicas usadas para resolver características no deseables del método matemático utilizado en la implementación del simulador. Para terminar, se detallan las herramientas utilizadas para la representación gráfica de las señales ECG generadas por el simulador.

4.1. Descripción funcional

Un simulador de ECG se trata de un componente software que recibe como parámetros una secuencia en el tiempo de patrones que corresponden a diferentes comportamientos de un ECG. En la figura A.8 se muestra el diagrama de bloques del funcionamiento del simulador de ECG. La secuencia indica el orden de aparición y la duración de cada patrón en segundos, lo que permite una generación de una señal ECG dinámica y realista. El simulador, a partir de la secuencia de patrones, genera como resultado la señal completa descrita por la secuencia y las señales parciales de cada uno de los patrones descritos.

A causa de la linealidad de la planificación de desarrollo del simulador, se ha optado por ejecutar un desarrollo y realización del componente software que implementa el simulador sin un plan de desarrollo realizado. No se ha considerado conveniente realizar un plan de desarrollo software, ya que, se trata de un proyecto simple y vertical, y la confección de un plan de desarrollo introduciría un gran consumo de tiempo y acabaría siendo de poca utilidad.

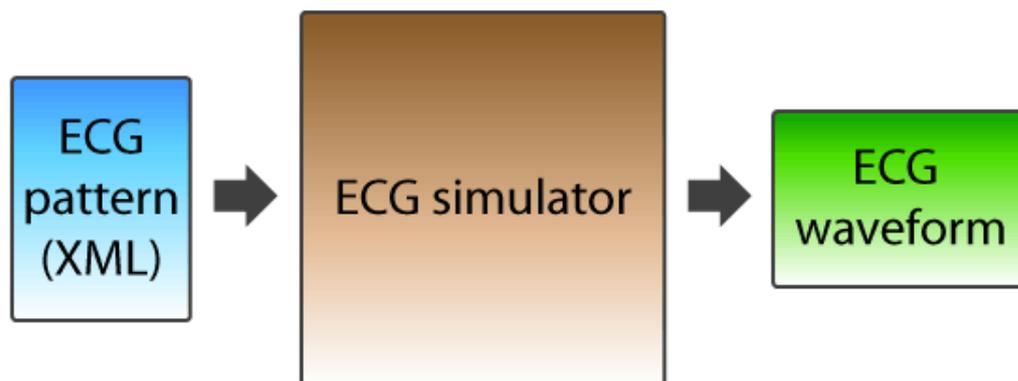


Figura A.8 — Diagrama de bloques. El simulador de ECG recibe el patrón de la señal a generar. Como resultado, se obtiene la señal ECG parametrizada por el patrón de entrada.

4.2. Patrón ECG

Las principales características del simulador de ECG son:

- Determinar cualquier valor para el ritmo cardíaco.
- Determinar cualquier valor para las amplitudes de las ondas.
- Determinar cualquier valor para las duraciones de las ondas.
- Determinar cualquier valor para los intervalos entre ondas.
- Poder simular fibrilación.
- Poder generar el ruido que añaden los electrodos.

Entrada de datos

Cualquier señal ECG generada por el simulador, necesita de unos parámetros mínimos que modele la señal a generar. Esto provoca una gran cantidad de datos que se deben aportar al simulador. Para poder parametrizar todas las características que procesa el simulador, se ha usado un modelo de patrón de ECG. Un patrón de ECG es una estructura de datos usada para describir la morfología completa de un ECG. Esto quiere decir que detalla la forma de cada onda del ECG (P, Q, R, S, T y U). A partir de un patrón de ECG el simulador puede generar cada una de las ondas a través de los valores que este contiene. Para cada onda se definen tres valores básicos que servirán para generar la señal ECG completa. Los valores son:

- Amplitud
- Duración
- Retardo respecto el pico R

En la figura [A.9](#) se observa como modela cada parámetro definido por el patrón, la forma de onda del ECG.

Amplitud (a)

Se trata de situar el valor máximo (o mínimo) que describen las señales sinusoidales y triangulares. Es el punto donde la derivada necesariamente se iguala a cero (máximos y mínimos de la señal). Este valor puede ser positivo o negativo.

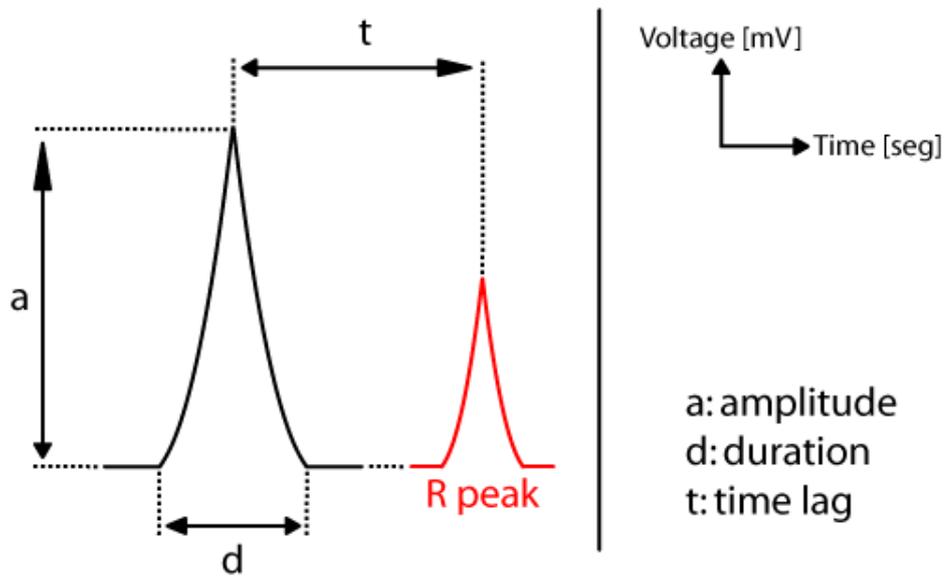


Figura A.9 — Morfología de una onda perteneciente a una señal ECG. (a) es la amplitud expresada en mV. (d) es la duración del pulso en segundos. Y (t) es el tiempo que separa la onda parametrizada y el pico R que se usa como referencia.

Duración (d)

Se trata de la duración del pico generado. Es el tiempo durante el cual, el pico deja su estado de reposo y describe una parábola que acaba alcanzando su valor máximo (o mínimo) al describir una forma de onda sinusoidal o triangular. Este valor sólo puede ser positivo.

Retardo respecto al pico R (t)

Se trata del tiempo que separa los picos de la onda que se está describiendo y el pico R del ECG, que se toma como punto de referencia. Este valor puede ser positivo o negativo, pero por norma general se usan valores positivos. Por defecto, el simulador sitúa todas las ondas en su orden correcto de secuencia, por lo tanto, desplaza P y Q hacia la izquierda (suma el desplazamiento) y S, T y U las desplaza a la derecha (resta el desplazamiento). No cabe decir que el patrón de ECG no define un desplazamiento para R.

4.3. Fichero XML

El diseño de un simulador precisa obtener una secuencia de patrones de la forma más eficiente, rápida y escalable posible. Una solución pasa por crear ficheros de configuración para el simulador ECG que codifiquen secuencias de patrones, ya que la cantidad de datos que debe recibir es excesiva para que, de forma interactiva, sea el usuario quien los aporte. Se plantean tres posibilidades:

- Fichero formato binario
- Fichero formato texto
- Fichero formato texto usando tecnología XML

La primera opción se puede descartar rápidamente, dado la naturaleza alfanumérica de los datos a codificar. Se trata de una opción que generaría demasiados problemas de gestión, ya que los datos quedarían totalmente crípticos, y su manipulación difícilmente podría ser directa. Por otro lado, aunque la recogida de parámetros de los ficheros XML es algo más costosa, y siempre resulta más cómodo empezar a pasar parámetros a las aplicaciones mediante ficheros de texto, esta práctica suele ser una mala técnica, y con el tiempo, el intentar añadir nuevos parámetros no contemplados en la fase inicial, se convierte en una difícil tarea. Por este motivo, se ha decidido estructurar la información de una manera que, con el tiempo, si se requiere, el esfuerzo para añadir nuevos parámetros sea el menor posible. Además existen infinidad de aplicaciones que requieren de algún tipo de configuración, y en la mayoría de casos, se recurre a la tecnología XML para proporcionársela (la herramienta de soporte para el desarrollo de aplicaciones Web bajo el patrón MVC, Struts por ejemplo). Para conseguirlo, se ha estructurado, almacenado e intercambiado la información necesaria para generar las señales ECG en ficheros XML. De esta manera se crea una estructura de datos fácil de gestionar. Además se pueden validar los ficheros XML generados para la configuración de patrones del simulador, con la ayuda de un *parser* XML. En conclusión, utilizar la tecnología XML para estructurar la información garantiza la producción de ficheros de fácil generación y lectura (por un ordenador y por personas), que son inequívocos, y que evitan escollos comunes como la falta de extensibilidad, falta de soporte para la internacionalización o localismo, y la dependencia de una determinada plataforma. Esta sección se ocupa de la entrada de datos del simulador y su formato, pero no de la generación de los datos en formato XML.

El fichero XML además de contener la información de cada una de las ondas que forman el ECG, contiene otra información relevante para la generación de señales ECG por parte de un simulador de ECG. Esta información se resume en:

- Nombre del archivo que guarda el patrón
- Frecuencia cardíaca (latidos por minuto)
- Frecuencia de muestreo de la señal
- Duración del patrón

4.4. Fichero XML utilizado en la definición de patrones ECG

La estructura típica de la secuencia de patrones ECG queda expresada de la siguiente forma, en un fichero XML:

```
<?xml version="1.0" ?>
<config>
  <ecgform id=1>
    <fileName value=<file name chunk> />
    <hbr value=<heart beat rate> />
    <hz value=<chunk sample frequency> />
    <time value=<time duration of chunk> />
    <apwav value=<P wave amplitude> />
    <dpwav value=<P wave duration> />
    <tpwav value=<P wave time lag> />
    <aqwav value=<Q wave amplitude> />
    <dqwav value=<Q wave duration> />
    <tqwav value=<Q wave time lag> />
    <arwav value=<R wave amplitude> />
    <drwav value=<R wave duration> />
    <aswav value=<S wave amplitude> />
    <dswav value=<S wave duration> />
    <tswav value=<S wave time lag> />
    <atwav value=<T wave amplitude> />
    <dtwav value=<T wave duration> />
    <ttwav value=<T wave time lag> />
    <auwav value=<U wave amplitude> />
    <duwav value=<U wave duration> />
    <tuwav value=<U wave time lag> />
  </ecgform>
  <ecgform id=2>
    ...
  </ecgform>
  .
  .
  .
  <ecgform id=N>
    ...
  </ecgform>
</config>
```

4.5. Document Type Definition

Document Type Definition (DTD) es una colección de declaraciones XML que definen la estructura, elementos y atributos que deben cumplir los documentos conformes al DTD. La definición de DTD que permite validar el fichero de configuración del simulador de ECG, para así poder producir ficheros válidos y sin errores, es:

```
<?xml version="1.0" encoding="iso-8859-1" ?>
<!ELEMENT config (ecgform+)>
  <!ELEMENT ecgform (fileName,hbr,hz,time,apwav,dpwav,tpwav,aqwav,\\
    dqwav,tqwav,arwav,drwav,aswav,dswav,tswav,atwav,\\
    dtwav,ttwav,auwav,duwav,tuwav)>
```

```

<!ATTLIST ecgform id CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT fileName (#PCDATA)>
  <!ATTLIST fileName value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT hbr (#PCDATA)>
  <!ATTLIST hbr value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT hz (#PCDATA)>
  <!ATTLIST hz value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT time (#PCDATA)>
  <!ATTLIST time value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT apwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST apwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT dpwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST dpwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT tpwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST tpwav value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT aqwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST aqwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT dqwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST dqwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT tqwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST tqwav value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT arwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST arwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT drwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST drwav value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT aswav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST aswav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT dswav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST dswav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT tswav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST tswav value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT atwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST atwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT dtwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST dtwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT ttwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST ttwav value CDATA #IMPLIED>

<!ELEMENT auwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST auwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT duwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST duwav value CDATA #IMPLIED>
<!ELEMENT tuwav (#PCDATA)>
  <!ATTLIST tuwav value CDATA #IMPLIED>

```

4.6. Otras características

El modelo matemático usado para la generación de señales ECG presenta un componente aditivo sobre el eje y . Dicho de otra forma, la señal está trasladada sobre el eje de los mV y

como consecuencia el valor que toma la señal de ECG sobre la línea isoeleétrica no es 0 mV. La implementación realizada corrige el desplazamiento, para situar su “centro” en 0 mV. El método utilizado consiste en obtener el valor mínimo (o máximo) de la señal ECG y obtener el desplazamiento respecto el valor 0.

A causa del número finito de iteraciones para el cálculo de las series de Fourier de las diferentes ondas que componen el ECG, se encuentra una pequeña diferencia (del orden de 10^{-2}) entre la amplitud teórica y la amplitud real. Para reconstruir la señal, tal y como se define según el patrón XML, una vez que la onda se sitúa sobre su línea isoeleétrica, se obtiene el valor máximo de la onda y se multiplica toda la onda por el resultado de dividir la amplitud teórica entre la amplitud real.

Ambos métodos se aplican a nivel de las ondas que conforman la señal ECG, es decir, para P, Q, R, S, T y U. No tienen validez si se aplican a la señal ECG completa, ya que los dos métodos tienen en cuenta máximos y mínimos (locales) conocidos a nivel de onda y no de señal ECG. Estos métodos se aplican para obtener una señal ECG lo más realista posible. Las figuras ilustran las modificaciones aplicadas y el efecto generado sobre la señal ECG.

Corrección de la línea isoeleétrica (0 mV)

La corrección se aplica a cada onda del patrón de forma individual, para que el valor mínimo (o máximo) de la señal no se trate de un mínimo (o máximo) local de la señal. Si la onda corregida se trata de una parabólica negativa (generalmente las descritas por P, R, T y U), el valor mínimo de la onda se trata de un valor cercano al reposo (esto es así porque al modelar por Fourier, en las proximidades de inicio y final del pico, el reposo tiende a ser inestable). Son valores comprendidos en el intervalo de reposo de la señal. De igual manera, para las ondas parabólicas positivas (generalmente las descritas por Q y S), se busca su valor máximo ya que este se sitúa cerca del inicio o final del pico que describe. Una vez obtenido este valor mínimo (o máximo), se encuentran los puntos vecinos en dirección contraria al pico para obtener una media aritmética de sus valores, y poder adquirir un valor promedio que represente el estado de reposo de la onda. Sólo queda restar a la onda ese valor promedio para situar la onda en 0 mV como estado de reposo. La figura A.10 muestra la diferencia entre la señal antes de ser corregida, que no está situada sobre los 0 mV, y la señal corregida. La figura A.10 muestra como la señal de la izquierda no tiene el eje de reposo centrado sobre los 0 mV.

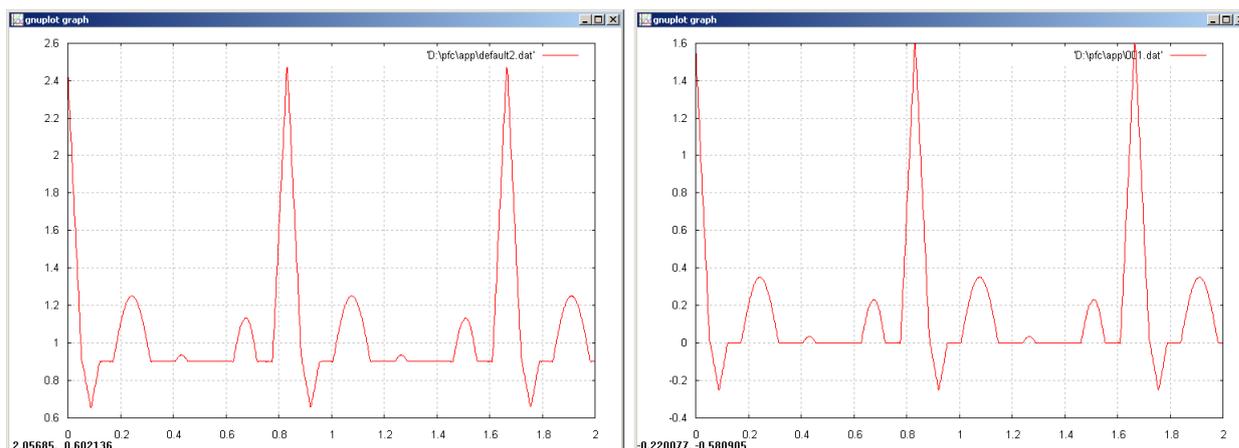


Figura A.10 — La figura de la izquierda muestra una señal ECG con un componente aditivo sobre el eje de los mV. La de la derecha, muestra como queda la señal después de la corrección. Se observa que la señal queda sobre su línea isoeleétrica (0 mV).

Amplitud teórica Vs. amplitud real

La corrección de la amplitud se realiza una vez efectuada la corrección 0 mV, y tiene como objetivo corregir el valor máximo (o mínimo) de los picos de la señal ECG. Si la onda corregida describe una parábola negativa (generalmente las descritas por P, R, T y U) se obtiene su valor máximo, que se trata de la amplitud máxima real. Se multiplica toda la onda generada por el resultado de dividir el valor de la amplitud teórica que indica el patrón ECG por la amplitud máxima real obtenida. Con esto se consigue reescalar la onda y asegurar que el valor máximo real será igual al teórico, y la onda seguirá teniendo 0 mV en su estado de reposo. El método es idéntico para las ondas parabólicas positivas (generalmente las descritas por Q y S), pero para un valor mínimo. Una vez obtenido ese valor, el proceso es idéntico. La figura A.11 muestra la diferencia entre la señal antes de ser corregida, al no tener la amplitud exacta, y la señal corregida. La figura muestra A.11 como la señal de la izquierda tiene los picos de R algo por debajo del valor 1.6 mV, que es el correcto y si tiene la señal de la derecha.

4.7. Representación gráfica de las señales ECG

Otra característica añadida al desarrollo de un simulador de ECG es la posibilidad de exportar las señales generadas a un formato que permita una representación gráfica de las señales, ya sea para anotar resultados del simulador o para comprobaciones funcionales, durante la fase de desarrollo. Internamente el simulador de ECG almacena el vector que representa las muestras de la señal ECG completa. Si se quiere representar de forma gráfica estos valores se plantean dos alternativas:

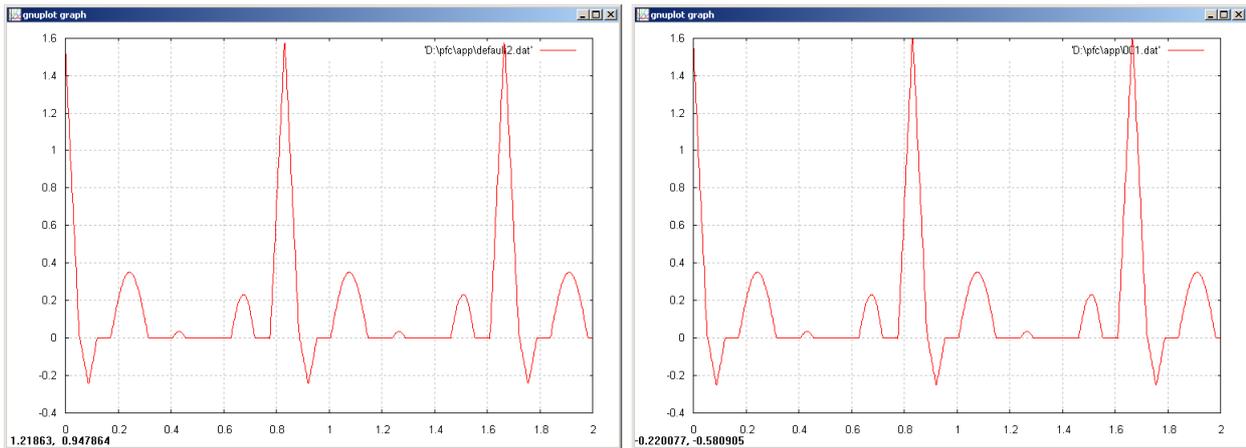


Figura A.11 — La figura de la izquierda muestra una señal ECG con los picos R con valores por debajo de 1.6 mV, que es el valor indicado en el patrón XML. La de la derecha, muestra como queda la señal después de la corrección. Se observa que la señal tiene exactamente el valor 1.6 mV en sus picos R.

- Utilizar librerías gráficas para implementar un componente *plot*.
- Utilizar programas externos para mostrar los datos generados.

En este apéndice se ha decantado por la segunda opción. Se trata de una función de apoyo para el desarrollo y generación de resultados, y no se debe invertir demasiado tiempo en ello. Para graficar las señales generadas por el simulador de ECG, se utiliza la aplicación Gnuplot [Williams et al., 2007b]. Se trata de un programa a base de comandos, de trazado de funciones y datos. Esta aplicación permite mostrar de forma gráfica los valores de las señales ECG generadas. Cuando se exporta una señal ECG que el simulador almacena en memoria, se genera un fichero que acumula cada una de las muestras pertenecientes a la señal ECG. Estas muestras quedan guardadas en el fichero de forma secuencial y por duplas. Esto significa que cada muestra se representa en el fichero por un valor que indica la posición de la muestra y su valor, es decir, las coordenadas de todas las muestras de la señal. La estructura básica de un fichero de datos es [Williams et al., 2007a]:

```
#
# "file" dat file
# 512Hz Sample freq
# 2560 N (samples)
# 5 sec (time)
#
# Time      amplitude
#-----
#
0 1.57393
```

```
0.00195313  1.51258
0.00390625  1.44706
...
4.99414     1.51255
4.99609     1.57377
4.99805     1.59986
```

El fichero aporta comentarios a modo de datos de cabecera seguido de las muestras de la señal ECG.

Una vez generado el fichero de datos (.dat) se utiliza el comando `plot` para ficheros externos de la aplicación Gnuplot, dando como resultado la representación gráfica de la señal ECG. En la figura A.12 se muestra un ejemplo de representación gráfica.

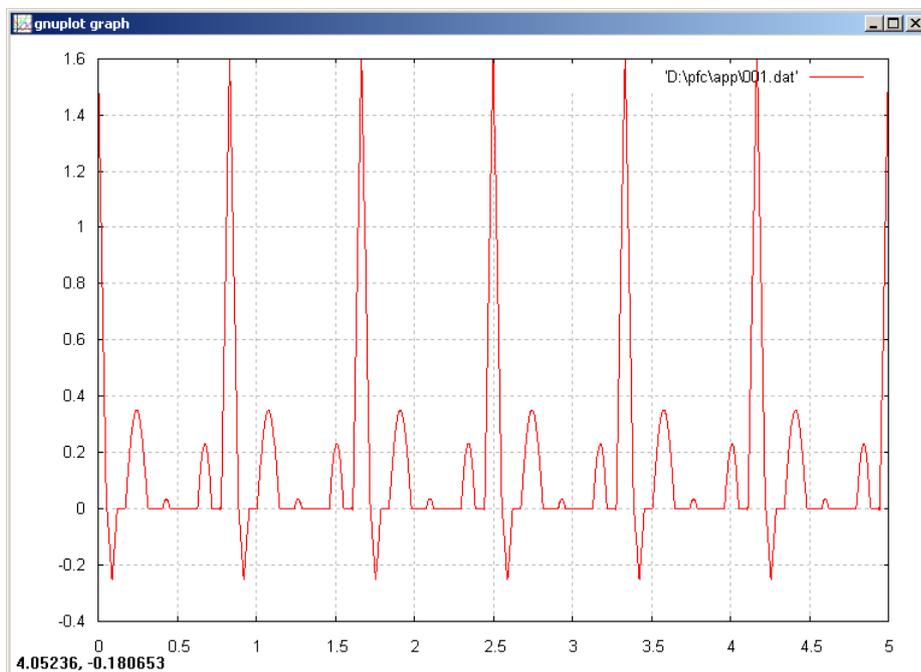


Figura A.12 — Representación gráfica de una señal ECG.

La independencia de los datos a representar de forma gráfica de esta aplicación, también resulta útil para mostrar el espectro en frecuencia, resultado de aplicar una transformada de Fourier a las señales ECG. En la figura A.13 se muestra un ejemplo de espectro.

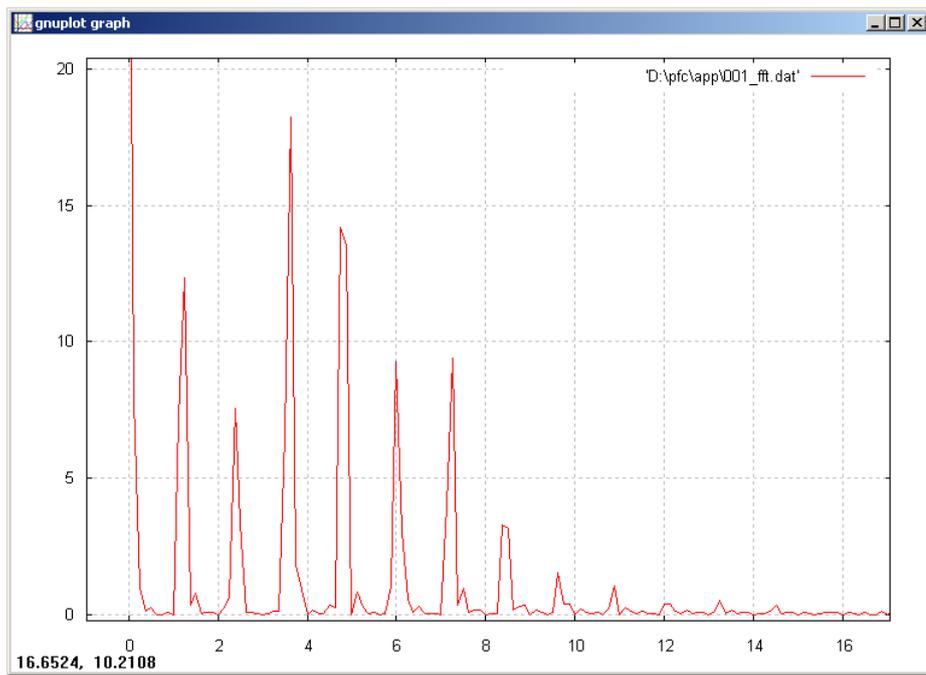


Figura A.13 — Representación gráfica del espectro en frecuencia de una señal ECG.

Bibliografía

- [Bayés, 1980] Bayés, A. i. d. L. (1980). Fonaments d'electrocardiografia, vol. 1,. Editorial científico médica.
- [Burch & Depasquales, 1990] Burch, G. E. & Depasquales, N. P. (1990). A History of Electrocardiography. Norman Publishing.
- [Constant, 1997] Constant, J. (1997). Essentials of Learning Electrocardiography: A Complete Course for the Non-cardiologist chapter 6, 8, pp. 15–29. Informa Health Care.
- [Cooper, 1986] Cooper, J. (1986). The New England Journal of Medicine , 315, 461–464.
- [Duoandikoetxea, 2003] Duoandikoetxea, J. (2003). Lecciones sobre las series y transformadas de Fourier. UNAN-Managua.
- [Einthoven, 1901] Einthoven, W. (1901). Un nouveau galvanometre. Arch Neerl Sc Ex Nat.
- [Fleming, 1985] Fleming, J. S. (1985). Atlas de Electrocardiografía práctica, vol. 1,. Segunda edición española edition, Ediciones Doyma.
- [Garcia, 2001] Garcia, T. B. (2001). 12-Lead ECG: The Art of Interpretation chapter 6, pp. 39–49. Jones & Bartlett Publishers.
- [González, 1997] González, G. (1997). Divulgaciones Matemáticas , 5, 43–60.
- [Karthik, 2006] Karthik, R. (2006). Ecg simulation using matlab. <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=10858&objectType=File>.
- [Mark, 1998] Mark, J. B. (1998). Atlas of Cardiovascular Monitoring, chapter 1, pp. 1–15. Churchill Livingstone.
- [McSharry et al., 2003] McSharry, P. E., Clifford, G., Tarassenko, L. & Smith, L. A. (2003). IEEE Transactions on Biomedical Engineering , 50, 289–294.

- [Nyquist, 1928] Nyquist, H. (1928). Trans. AIEE , 47, 617–644.
- [Salazar, 1987] Salazar, G. F. (1987). Electrocardiografía Elemental, chapter 2, pp. 17–27. Editorial Científico-Técnica.
- [Serra & Vilanova, 1999] Serra, I. i. P. & Vilanova, R. i. A. (1999). Tractament del senyal, chapter 5, pp. 111–149. Universitat Autònoma de Barcelona, Servei de Publicacions.
- [SLI, 2004] SLI, S. L. I. (2004). Website. http://www.skillstat.com/Flash/ECG_Sim_2004.html.
- [Ultramedic, 2007] Ultramedic, L. (2007). Website. <http://www.ultramedic.com/products/PatientSimulators/DALEEHS12.htm>.
- [Williams et al., 2007a] Williams, T., Kelley, C. & many others (2007a). Website. <http://www.gnuplot.info/docs/gnuplot.html>.
- [Williams et al., 2007b] Williams, T., Kelley, C. & many others (2007b). Website. http://sourceforge.net/project/showfiles.php?group_id=2055.

Apéndice B

Sonorización de electrocardiogramas (ECG)

Este apéndice tiene como propósito resolver el problema de la sonorización de la forma de onda del electrocardiograma (ECG). Se trata de poder ver y oír una señal ECG. Hasta la fecha, la representación gráfica de un ECG ha sido algo que se ha hecho desde hace bastante tiempo, el primer ECG registrado fue por Willem Einthoven y su nuevo galvanómetro [Einthoven, 1901]. En cambio, la representación sonora de un ECG no ha sido objeto de estudio. Este apéndice tiene como objetivo plantear un método que resuelva el problema de la sonorización de ECG.

Una de las formas más directas de sonorización (que no musicalización¹) consiste en almacenar una forma de onda o señal en un formato de audio reproducible. Puesto que la forma de onda de una señal que almacena la información de un ECG por morfología y características no difiere demasiado de una señal representable de forma audible, es posible reproducir de forma sonora una señal ECG.

Se ha pensado en un formato de audio digital y amigable para poder reproducir el archivo resultante en dispositivos digitales. Se ha elegido el formato WAVE de entre los diferentes formatos para archivos de audio. Se usa el formato de audio digital WAVE como contenedor de una señal ECG al tratarse de un formato: que permite almacenar muestras sin compresión, rápido de codificar, y ampliamente utilizado por diferentes editores y reproductores de archivos digitales de audio. El formato de audio digital ofrece dos tipos de representación de la señal ECG: una representación sonora y otra gráfica. Además, el volumen de datos a almacenar de una señal ECG, no es lo suficientemente elevado como para exigir un método de compresión al formato de archivo de audio digital. Todas estas características hacen ideal el formato WAVE para sonorizar un ECG.

¹musicalización: una forma de componer o generar música basada en el tratamiento de una serie de datos.

En lo sucesivo, se detalla la morfología y las necesidades de una señal ECG para ser almacenada en un archivo de audio digital. También se enumera los diferentes formatos de archivo de audio digital existentes. Se justifica el porqué de la elección del formato WAVE como contenedor de las señales ECG. Se especifica el formato de archivo WAVE y sus posibilidades. Y finalmente, se centra en el modelo funcional e implementación de un sistema de conversión de datos de una señal ECG a un formato de audio digital.

1. Morfología de la señal ECG

En este apartado, se describen las características sonoras de una forma de onda o señal audible y la equiparación con esas mismas características de una señal ECG. De esta forma, se demuestra que una señal ECG es sonorizable y audible.

1.1. Rango de frecuencias

El espectro audible lo conforman las audiofrecuencias, es decir, toda la gama de frecuencias que pueden ser percibidas por el oído humano. Un oído sano y joven es sensible a las frecuencias comprendidas entre los 20 Hz y los 20 kHz [Gómez & Cuenca, 2006] (aunque los más jóvenes pueden llegar a los 15 Hz [Stach, 2003]). No obstante, este margen varía según cada persona y se altera con la edad (la presbiacusia es la pérdida de audición con la edad). Los sonidos graves van desde 20 a 300 Hz, los medios de 300 a 2000 Hz y los agudos de 2000 hasta 20000 Hz. A su vez, este espectro se subdivide en octavas, el valor máximo de cada una de ellas es el doble del de la anterior.

Fuera del espectro audible, se encuentran:

- Los ultrasonidos (ondas acústicas de frecuencias superiores a los 20 kHz)
- Los infrasonidos (ondas acústicas inferiores a los 20 Hz)

De la relación entre las frecuencias audibles con el concepto musical de octava, se afirma que el número de octavas que abarca el rango audible por el ser humano es de $\log_2\left(\frac{20000}{20}\right)$, esto es, 9.97 octavas (en música, una octava es el intervalo que separa dos sonidos cuyas frecuencias fundamentales tienen una relación de dos a uno [Olson, 1967]). Ejemplo de octava: el *la5* de 880 Hz está una octava por encima respecto a *la4* de 440 Hz). La tabla B.1 muestra los diferentes rangos de frecuencia que abarca cada octava musical [Abdullah, 2007].

Los monitores de ECG actuales, ofrecen múltiples filtros para el procesamiento de señales ECG [Mark, 1998]. Los más comunes son el modo monitor y el modo diagnóstico. En modo monitor, el filtro para bajas frecuencias (filtro pasa altos) está entre 0.5 y 1 Hz, esto quiere decir que únicamente se permiten frecuencias por encima de ese valor. El filtro para altas frecuencias (filtro pasa bajos) se sitúa en 40 Hz. En modo monitor se obtiene una señal con componentes frecuenciales situadas entre 0.5 o 1 Hz y 40 Hz. En modo diagnóstico, en cambio, las componentes frecuenciales de la señal ECG quedan entre 0.05 Hz y 40, 100 o 150 Hz. Por lo tanto, una señal

Octave	Frequency (Hz)
1st	16 to 32
2nd	32 to 64
3rd	64 to 128
4th	128 to 256
5th	256 to 512
6th	512 to 1024
7th	1024 to 2048
8th	2048 to 4096
9th	4096 to 8192
10th	8192 to 16384
11th	16384 to 32768

Tabla B.1 — Relación entre octava y frecuencia. La capacidad auditiva del ser humano comprendería parte de la primera octava, hasta parte de la undécima octava.

ECG filtrada aún conservará espectro audible para poder ser captado por el oído humano (a partir de los 20 Hz).

1.2. Amplitud

Tal y como indica [Gallo, 2005] el intervalo típico de los valores en amplitud de una señal ECG está entre 3.5 mV y -1.5 mV (aumentado sobradamente el margen máximo y mínimo). De esto se deduce que se debe tener presente la amplitud máxima del formato de audio utilizado para normalizar la señal ECG almacenada, de lo contrario, se produciría un desbordamiento traducido en un desplazamiento de las muestras con valores fuera del rango de valores.

2. Formatos de audio digital

El audio digital es la representación de señales sonoras mediante un conjunto de datos binarios. Un sistema completo de audio digital comienza habitualmente con un tranceptor (micrófono), que convierte la onda de presión que representa el sonido a una señal eléctrica analógica. Tras el procesado analógico la señal se muestrea, se cuantifica y se codifica. El muestreo toma un número discreto de valores de la señal analógica por segundo (tasa de muestreo, del inglés *sampling rate*), y la cuantificación asigna valores discretos a esas muestras, lo que supone una pérdida de información (la señal ya no es la misma que la original). La codificación asigna una secuencia de bits a cada valor analógico discreto. La longitud de la secuencia de bits está en función del número de niveles analógicos empleados en la cuantificación. La tasa de muestreo y el número de bits por muestra son dos de los parámetros fundamentales a elegir cuando se quiere procesar digitalmente una determinada señal de audio [Pohlmann, 2005].

Los formatos de audio digital tratan de representar ese conjunto de muestras digitales (o una modificación) de las mismas de forma eficiente, tal que se optimice en función de la aplicación, o bien el volumen de los datos a almacenar, o bien la capacidad de procesamiento necesaria para obtener las muestras de partida.

Seguidamente, se categorizan las variantes existentes en formatos de archivo de audio digital, para listar los formatos más usados y los tipos de compresión empleados por estos.

2.1. Revisión

Los formatos de archivo indican la estructura con la que el audio es almacenado. Desde un punto de vista histórico, en los comienzos del audio digital aparecieron multiplicidad de formatos de audio y cada sistema determinaba el formato que utilizaba. Con el tiempo, el conjunto de formatos usados se redujo mediante la aparición de formatos cada vez más flexibles y eficientes, llegando a la situación actual en la que hay unos pocos usados de forma masiva, mientras que el resto tienen usos muy reducidos. Existen tres categorías de formato de audio digital:

- Los formatos de onda de audio
- Los formatos de secuencia
- Los formatos mixtos

Los formatos de onda Los formatos de onda de audio guardan la información tal como ha sido captada (por un micrófono, etc.), almacenando la amplitud del sonido cada cierto período de tiempo. Este período de tiempo se conoce como la tasa de muestreo del archivo de audio y es usualmente medido en el número de muestras tomadas por unidad de tiempo. Los valores más usuales son: 8 kHz, 22.05 kHz, 44.1 kHz y 96 kHz. El ejemplo típico de este formato es WAVE (extensión .wav).

Los formatos de secuencia Los formatos de secuencia almacenan las notas leyéndolas desde algún tipo de entrada. Se graban varias secuencias que se ponen en determinados canales. Se deja al computador y a un estándar internacional (que define, por ejemplo, que en el canal 0 siempre va el piano), el definir la forma en que se tocará cada canal. El ejemplo típico de este formato es MIDI (extensión .mid).

Los formatos mixtos Los formatos mixtos almacenan al comienzo un ejemplo de cómo sonará cada canal, de una manera similar a los formatos de onda de audio, y luego graban una secuencia

de las notas para cada canal. El ejemplo típico de este formato es MOD (extensión .mod), el cual, es ampliamente implementado en varios sistemas por su capacidad de generar una excelente calidad de sonido y al mismo tiempo reducir su tamaño de almacenamiento.

Listado de formatos de audio digital [López, 2002]

CD-DA Audio digital de disco compacto. El formato CD-DA es el formato técnico usado en los discos compactos de audio (del inglés *compact disc* (CD)). Este formato fue creado por **Philips** y **Sony**. Se trata de un formato sin compresión que codifica sus muestras con el método de codificación PCM. Cuando se dice que un formato tiene calidad CD se hace referencia a que las muestras del formato comparado tiene las mismas características que las muestras del formato CD-DA, es decir, codificación PCM con muestras de 16 bits usando una tasa de muestreo de 44.1 kHz [Bier, 2000] y [Pohlmann, 1992]. Se entiende como pérdida de calidad el hecho de obtener una señal “distinta” a la señal original como resultado de codificar. La calidad es inversamente proporcional a la relación señal original, y señal resultado de una codificación o de un proceso compresor.

AAC (Código de Audio Avanzado) El AAC fue desarrollado para mejorar el formato de audio MP3 y utiliza una forma de compresión más avanzada. De acuerdo con algunas pruebas de sonido, los archivos AAC codificados a una velocidad binaria o tasa de bits (del inglés *bit rate*) más baja (como 96 kbps) suena tan bien o mejor que los MP3 codificados a un *bit rate* más alto (como 128 kbps); a pesar de su tamaño notablemente menor.

La versión actual del codificador AAC fue desarrollado como parte del estándar MPEG4. Las versiones de AAC son utilizadas por **Apple** en su popular **iTunes Store**, así como también por **Sony** en sus consolas de juego **PlayStation 3**. Los archivos pueden aparecer con la extensión de archivo .m4a o .mp4. Las canciones con DRM (manejo de derechos digitales) compradas en la **iTunes Store** generalmente tienen una extensión .m4p (la “p” al final significa protegido).

AIFF (Formato de Intercambio de Archivos de Audio) Un formato de audio para los sistemas operativos Macintosh usado comúnmente para almacenar sonido sin compresión y con calidad de CD (similar a los archivos WAVE). AIFF es considerado un formato sin pérdida.

Apple Lossless (sin pérdida) *Apple Lossless Encoding* (Codificación sin pérdida **Apple**) (también conocido como *Apple Lossless*, *Apple Lossless Audio Codec* o ALE) es un codificador

de audio sin pérdida desarrollado por **Apple Computer** que brinda audio completo y con calidad de CD en aproximadamente la mitad del espacio del archivo original.

ATRAC Desarrollado por los ingenieros de **Sony** a principios de los 90 para el formato de **MiniDisc**, ATRAC es un codificador de audio con pérdida que ofrece calidad de sonido similar a la del CD con tamaños de archivos relativamente pequeños.

AU El formato AU es el formato nativo de las estaciones de trabajo **Sun** y similares. Es poco conocido fuera del ambiente UNIX. Un formato de audio utilizado comúnmente para exponer clips de sonido en Internet. Los archivos AU se pueden reproducir en Windows, Macintosh y otros sistemas operativos.

MIDI (Interfaz Digital para Instrumentos Musicales) Un archivo MIDI en realidad no contiene datos de audio sino que contiene comandos que le permiten a los sintetizadores compatibles con el protocolo MIDI recrear un pasaje de música específico. El protocolo MIDI se ha utilizado durante años como un medio para instrumentos musicales electrónicos (como los teclados y secuenciadores digitales) para comunicarse entre sí.

Las tarjetas de sonido para computadoras por lo general cuentan con la capacidad de interpretar los archivos MIDI en música. Debido a que en realidad no contienen música, sino los comandos utilizados para recrear música, los archivos MIDI son mucho más pequeños que los MP3, WMA o WAV.

MP3 MPEG Audio Layer 3 MPEG-1 Audio Layer 3, más conocido como MP3, es un formato de audio digital comprimido con pérdida desarrollado por el *Moving Picture Experts Group* (MPEG) para formar parte de la versión 1 (y posteriormente ampliado en la versión 2) del formato de vídeo MPEG.

mp3Pro Una versión actualizada del codificador original de MP3. Los archivos mp3Pro pequeños y de menor *bit rate* contienen muchos más detalles de alta frecuencia que los archivos estándares de MP3 codificados en *bit rates* similares. La porción de alta frecuencia de la señal de audio es manejada por un proceso de codificación extremadamente avanzado conocido como Replicación de Banda Espectral (SBR), mientras que el resto de la señal es codificada utilizando el mismo proceso que en un MP3 regular. Esto significa que cuando se reproduce un archivo mp3Pro en un software no compatible con mp3Pro, sólo se oirán las porciones no codificadas en

SBR (y también perderá los agudos). Sin embargo, cuando se codifican y reproducen, utilizando un programa de audio compatible, como el Windows Media Player, los archivos mp3Pro brindan muy buena calidad de sonido utilizando bajos *bit rates*.

RA (Real Audio) Real Audio es un formato ampliamente distribuido y usado, se supone que es capaz de reproducir sonido con fidelidad graduada, es decir, uno puede decidir que tan alta sea la calidad del sonido para así encontrar un equilibrio entre un archivo muy grande con alta fidelidad a uno muy pequeño de baja fidelidad.

SHN (Shorten) Shorten es una forma de compresión sin pérdida para audio digital. Un archivo SHN tiene el tamaño de sólo la mitad de la fuente WAV o AIFF original. A diferencia de los codificadores de audio con pérdida (tales como MP3, WMA, etc.), SHN puede reproducir la señal de audio original por completo, sin eliminar las frecuencias. Debido a esto, SHN significativamente brinda mejor calidad de sonido que MP3. Sin embargo, dado que los archivos SHN son significativamente más grandes que los archivos MP3, este formato no es tan conveniente en lo que respecta al almacenamiento y tiempo de descarga.

Vorbis (Ogg Vorbis) Vorbis es un formato de compresión de audio digital de código abierto, es decir, pertenece al dominio público y es completamente gratis para uso comercial y no comercial. Debido a que Vorbis se utiliza más comúnmente junto con un formato de contenido digital para audio y video conocido como Ogg, por lo general se lo conoce como Ogg Vorbis.

Vorbis, igual que MP3, es un sistema de compresión con pérdida que elimina las frecuencias consideradas inaudibles. Ambos formatos brindan opciones de codificación con *bit rates* variables para lograr mejor eficiencia. Pero los algoritmos que Vorbis utiliza para decidir qué información se debe descartar, difieren de los que utiliza MP3. Los partidarios de Vorbis afirman que dicho formato supera a MP3, al producir archivos que son significativamente más pequeños que MP3, con similar calidad de sonido (o archivos que suenan mejor que MP3 de tamaño similar).

WAV Un formato de audio estándar para los sistemas operativos Windows usados frecuentemente para almacenar sonido de alta calidad sin compresión. Los archivos WAV pueden contener señales de audio con calidad de CD. Sin embargo, los archivos WAV con calidad de CD requieren cantidades relativamente grandes de memoria, aproximadamente 10 MB por minuto de música.

WMA (*Windows Media Audio*) Desarrollado por **Microsoft**, WMA es uno de los formatos de audio por Internet más populares de la actualidad. Aunque no es tan popular como MP3, los defensores del WAV con pérdida dicen que puede superar el MP3 en el área de calidad de sonido, particularmente con archivos codificados a *bit rates* más bajos, como 64 o 96 kbps. Esta ventaja de rendimiento lo hace práctico para aplicaciones como reproductores portátiles de audio digital, donde el tiempo total de reproducción está limitado por una cantidad finita de memoria interna.

El formato WMA cuenta con protección incorporada contra copias, a diferencia de MP3. Windows Vista, el software principal del sistema operativo actual de **Microsoft**, contiene soporte para codificación WMA, lo que permite a los usuarios crear sus propios archivos de música WMA.

Técnicas de compresión

Las técnicas de compresión están muy relacionadas con los formatos de audio digital por lo que se traten de forma muy general y breve. Y son las herramientas fundamentales de las que se disponen para alcanzar el compromiso adecuado entre capacidad de almacenamiento y de procesamiento requeridas por la aplicación [Watkinson, 2001].

Las técnicas de compresión más elaboradas proporcionan una reducción del volumen de datos a almacenar, pero requieren también de un importante procesado tanto para compresión como para la descompresión (sobre todo en la compresión). Las técnicas más simples ofrecen reducciones moderadas con poco procesamiento. Las características del sistema digital implicado y la aplicación determinarán el compromiso entre estos factores, permitiendo seleccionar las técnicas de compresión adecuadas. Las técnicas más avanzadas analizan la respuesta del oído a la señal y simplifican aquellos elementos irrelevantes para la sensación sonora, consiguiendo tasas de compresión mucho mayores.

Se consideran como relevantes, los algoritmos de compresión:

LPC-10E (*Linear Predictive Coder*) Este algoritmo hace corresponder la señal audio con un modelo lineal simple y obtiene los parámetros que mejor ajustan el modelo a la señal. La señal generada es poco fiel a la original. Se utiliza en algunos servicios de voz.

DPCM (*Differential (or Delta) Pulse Code Modulation*) Cuando cada muestra PCM tiene una alta correlación con sus vecinas (por ejemplo en voz e imágenes), resulta conveniente cuantificar no la señal PCM directamente, sino la diferencia entre la muestra presente y una predicción de la misma basada en muestras anteriores. Esta diferencia debe ser pequeña y por

tanto los mismos niveles de cuantificación arrojarán un paso de cuantificación menor y así la señal se parecerá más a la original.

ADPCM (*Adaptative Differential Pulse Code Modulation*) ADPCM usa el mismo concepto en que se basa DPCM, pero los coeficientes del filtro de predicción son modificados en el tiempo, siempre buscando minimizar el error de predicción. ADPCM se articula en los estándares CCITT G.721, CCITT G.723 y en el CCITT G.726, que reemplazó a los dos anteriores definiendo estándares para 16, 24, 32 y 40 kbits por segundo (que corresponden a tamaños de muestra de 2, 3, 4 y 5 bits respectivamente).

MPEG Es un estándar tanto para audio como para vídeo. Consigue alta compresión en los datos y requiere de mucha potencia de cálculo, sobre todo en la codificación. Hay definidos tres *layers* para las versiones MPEG-1 y MPEG-2:

- *Layer I*: desde 32 a 448 kbps
- *Layer II*: desde 32 a 384 kbps
- *Layer III*: desde 32 a 320 kbps

2.2. Formato de audio digital para la sonorización de ECG

De los formatos de audio anteriormente citados, se debe elegir el que más se adapte a las características de la señal ECG que se almacena en un archivo de audio digital. Para ello, se analizan las necesidades de procesado digital de la señal ECG.

Discretización de la señal ECG

Como se ha apuntado anteriormente, la tasa de muestreo y el número de bits por muestra son dos de los parámetros fundamentales a tener en cuenta cuando se quiere procesar digitalmente una determinada señal de audio [[Pohlmann, 2005](#)].

La tasa de muestreo viene dada por la naturaleza discreta de la señal ECG que se pretende almacenar. Se trabaja con señales ECG discretizadas con una tasa de muestreo de 512 Hz. Por lo tanto, se utiliza esa misma tasa de muestreo en el archivo de audio utilizado (si se utiliza una tasa menor, se perderá información y si se utiliza una tasa mayor, se duplicará la información innecesariamente).

Aún queda la elección del número de bits a utilizar para codificar las muestras de la señal ECG. Partiendo de los valores de un ECG mostrado en papel, se puede calcular la resolución

que se necesita representar para almacenar las muestras de la señal ECG. Tal y como indica [Gallo, 2005] el rango de valores en amplitud típicos de una señal ECG oscila entre 3.5 mV y -1.5 mV (aumentado sobradamente el margen máximo y mínimo). Consecuentemente, se tienen 5 mV de recorrido total de la señal ECG. El calibrado típico de una máquina de ECG es de 0.1 mV/mm [Bayés, 1980], esto quiere decir que la representación de 0.1 mV sobre el papel equivale a 1 mm. Si se sabe que la resolución máxima del ojo humano, o dicho de otra forma, la distancia mínima a la que un ser humano percibe que dos objetos están separados es de 0.1 mm [Giancoli, 2004]; se obtiene la siguiente ecuación de la que se extrae el número de muestras mínimo que el ser humano es capaz de distinguir sobre el papel, y que se usará como modelo para cuantizar las muestras del archivo de audio generado:

$$\begin{aligned}
 R[-1.5, 3.5]mV &\Rightarrow 5 mV, \\
 5 mV \frac{1 mm}{0.1 mV} &= 50 mm, \\
 50 mm \frac{1 sample}{0.1 mm} &= 500 samples, \\
 Resolution(n) &\rightarrow 2^n \geq 500 \Rightarrow 2^9 \geq 500
 \end{aligned}
 \tag{B.1}$$

(donde R es el rango en mV de las deflexiones)

El ojo humano es capaz de diferenciar 500 valores distintos de un ECG sobre el papel. Si se utiliza esa misma escala para cuantificar las muestras de la señal ECG, se obtiene como resultado que la codificación binaria de las muestras debe tener 9 bits como mínimo. Por cuestiones técnicas, se utilizan 16 bits a causa del alineado a nivel de palabra que se aplica a las muestras de las formas de onda almacenadas en los archivos de audio digital (de lo contrario se deberían rellenar las muestras con ceros por la parte más significativa, hasta alcanzar el tamaño de muestra de 16 bits).

Formato elegido

Claramente, para almacenar una señal ECG se debe utilizar un formato de onda, ya que se almacenan las muestras de una forma de onda; en este caso, las muestras de una señal ECG discretizada. La primera cuestión a discutir sobre la elección del formato de audio digital utilizado, es si debe contemplar un formato con compresión o sin compresión. Sólo está justificado el uso de la compresión si es necesaria una reducción muy importante del volumen de datos a almacenar, ya que también requiere un importante procesamiento tanto para la compresión como para la descompresión. Hay que calcular el tamaño de un archivo de audio digital que contenga una señal ECG. Si se tienen presente los parámetros que definen la tasa de muestreo (512 Hz)

y el número de bits por muestra (16 bits) del archivo de audio; y se almacenan como ejemplo 5 minutos de señal ECG:

$$5 \text{ min} \times \frac{60 \text{ sec}}{1 \text{ min}} \times \frac{512 \text{ samples}}{1 \text{ sec}} \times \frac{2 \text{ bytes}}{1 \text{ sample}} = 307.2 \text{ kBytes} \quad (\text{B.2})$$

Ya que difícilmente se recibirán señales ECG de más de 10 minutos, un volumen de 614.4 kBytes no se trata de un tamaño de archivo prohibitivo, por lo tanto, no se usarán archivos de audio con compresión. Esto despeja la incógnita sobre que formato de audio digital a utilizar entre AIFF, AU y WAVE. El formato AU queda descartado por su pobre presencia en entornos no UNIX. Debido a las similitudes entre los formatos AIFF y WAVE, y la particular relación histórica existente entre ambos formatos y una arquitectura específica; la elección se decanta por el formato WAVE al ser inicialmente pensado para arquitecturas Intel (todos los valores de los datos se almacenan en *Little-Endian*, el byte menos significativo se posiciona primero).

3. El formato de archivo de audio digital WAVE

3.1. Historia del formato WAVE

WAV (o WAVE como se referencia en este apéndice al formato de archivo de audio digital), es el apócope de *WAVEform audio format*. Es un formato de audio digital que puede contener audio con o sin compresión, aunque normalmente es utilizado sin compresión de audio. El formato WAVE fue desarrollado y es propiedad de **Microsoft** e **IBM**, aunque se trata de un formato de uso libre. Generalmente, se utiliza para almacenar sonidos en computadoras. Admite archivos de una o varias fuentes de sonido (monourales, estereofónicos o multicanal). También soporta diversas resoluciones y *bit rates*. Su extensión de archivo es .wav.

Antes de continuar con el formato WAVE, se detalla el concepto de codificación PCM ya que es el método de codificación que se usará para almacenar las muestras de la señal ECG.

3.2. Codificación de muestras de audio PCM

Modulación por impulsos codificados (PCM por sus siglas inglesas de *Pulse Code Modulation*) fue concebida por el ingeniero británico Alec Reeves en 1937 para la comunicación de voz mientras trabajaba para la *International Telephone and Telegraph* en Francia. La primera transmisión en la que se usaba PCM era en el equipo de cifrado de voz SIGSALY, usado en comunicaciones aliadas de alto nivel durante la Segunda Guerra Mundial. La codificación PCM se trata de una técnica para representar una señal analógica, muestreando la amplitud de la señal a intervalos uniformes y cuantizando cada una de las muestras que acabarán por convertirse en un código digital o binario [Pohlmann, 2005]. PCM ha sido utilizado en los sistemas de telefonía digital, también es la forma estándar de codificar audio para dispositivos de audio digital y en el formato CD-DA. También es un estándar para la codificación de video, aunque no se usa en aplicaciones de consumo pues requiere un *bit rate* elevado. En cambio, variantes con compresión del PCM son normalmente utilizadas. Sin embargo, muchos de los discos de películas en Blu-ray usan PCM sin compresión para la codificación del audio.

En el proceso de conversión de la forma analógica a la forma digital y viceversa aparecen tres términos matemáticos o lógicos básicos [Waggner, 1998]:

- El muestreo
- La cuantización
- La codificación

En la figura B.1 se muestra el proceso completo de conversión de una señal analógica a una secuencia de bits.

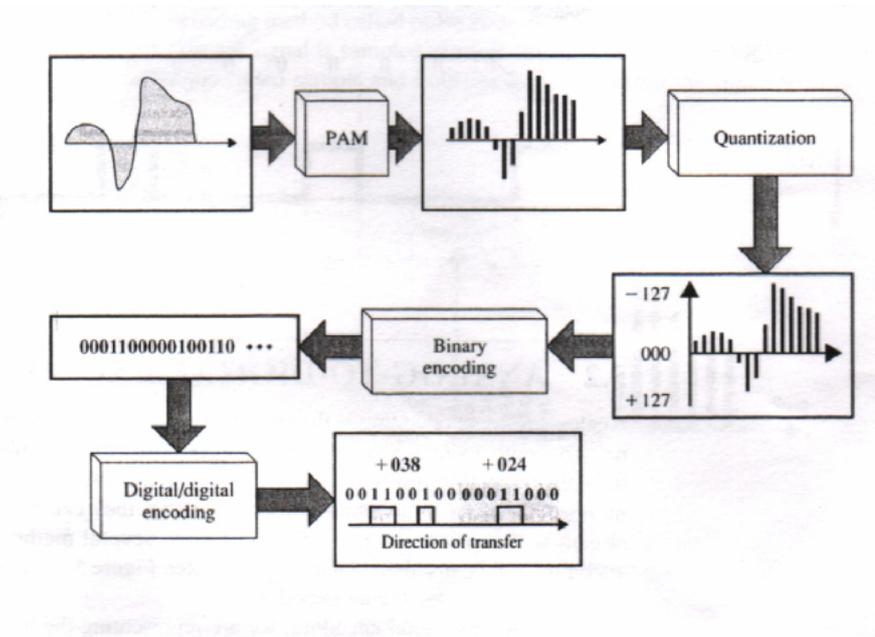


Figura B.1 — En la figura se muestra el proceso completo de conversión de una señal analógica a código digital PCM. Discretización de la señal analógica. Cuantización de cada una de las muestras recogidas. Codificación binaria de cada cuantización. Y finalmente codificación del flujo entero de datos.

El muestreo

El muestreo es el proceso encargado de tomar medidas instantáneas de una señal analógica cambiante en el tiempo, tal como la amplitud de una forma de onda compleja. La información muestreada permite reconstituir más o menos una representación de la forma de onda original. Sin embargo, si las muestras son relativamente escasas (o infrecuentes), la información entre las muestras se perderá. El Teorema de muestreo o Teorema de Nyquist-Shannon [Nyquist, 1928] establece que es posible recuperar toda la información de la forma de onda, si se utiliza una frecuencia de muestreo del doble de la frecuencia más elevada contenida en la forma de onda. Una vez que la muestra y su valor han sido obtenidos, la cuantización es el siguiente proceso.

La cuantización

La cuantización permite aproximar la muestra a uno de los niveles discretos de una escala designada. Por ejemplo, tomando una escala cuyos valores máximo y mínimo son quince y cero, respectivamente, y el rango está dividido en 16 niveles, las muestras tendrán que ser aproximadas a uno de estos niveles. Hay que notar que el proceso de cuantización puede introducir un ruido

de cuantización; una diferencia entre el valor original de la amplitud muestreada y el valor aproximado correspondiente a la escala seleccionada, donde la magnitud de este error estará determinada por la fineza de la escala empleada.

Codificación

En la codificación, a cada nivel de cuantificación se le asigna un código binario distinto, con lo cual se obtiene la señal codificada y lista para ser transmitida.

Recuperación de la señal analógica

La recuperación de la señal analógica no es una etapa del proceso de conversión. Se trata de invertir las etapas del proceso para recuperar la señal analógica original. En la recepción se realiza un proceso inverso, con lo que la señal que se recompone se asemejará mucho a la original, si bien durante el proceso de cuantificación; debido al redondeo de las muestras a los valores discretos, se produce una distorsión conocida como ruido de cuantificación. En los sistemas normalizados, los intervalos de cuantificación han sido elegidos de tal forma que se minimiza al máximo esta distorsión, con lo que las señales recuperadas son una imagen casi exacta de las originales.

3.3. Formato del archivo WAVE

El formato de archivo WAVE es un subconjunto de la especificación RIFF (formato de archivo para intercambio de recursos, del inglés *Resource Interchange File Format*) de **Microsoft** e **IBM**, para almacenar archivos multimedia [Corp., 1991]. Se basa en una estructura de almacenamiento por segmentos (del inglés *chunks*), y es relativamente parecido al IFF y al formato AIFF usado por **Apple**. El formato toma en cuenta algunas peculiaridades de los procesadores **Intel** (todos los valores de los datos se almacenan en *Little-Endian*, byte menos significativo primero), y es el formato principal usado por Windows.

A pesar de que el formato WAVE puede soportar casi cualquier códec de audio, se utiliza principalmente el método PCM para la codificación de la forma de onda (muestreo, cuantización y codificación sin compresión), que al no usar compresión para su codificación no sufre pérdida de calidad, y puede ser usado por profesionales. Para obtener total compatibilidad con las muestras del formato CD-DA [IEC, 1999], formato usado en los CD, se debe aplicar una codificación PCM utilizando una frecuencia de muestreo de 44.1 kHz (el doble de la máxima frecuencia audible por los seres humanos), 16 bits con signo por muestra y dos canales de audio. Con esta tasa de muestreo, valor de cuantización y número de canales, por cada minuto de grabación de sonido

se consumen unos:

$$1 \text{ min} \times \frac{60 \text{ sec}}{1 \text{ min}} \times \frac{44100 \text{ samples}}{1 \text{ sec}} \times \frac{4 \text{ bytes (2 channel)}}{1 \text{ sample}} = 10.584 \text{ MBytes} \quad (\text{B.3})$$

El formato WAVE está limitado a tamaños de archivo inferiores a 4 GB de espacio, ya que el registro de cabecera del formato WAVE que indica el tamaño total del archivo WAVE, es un entero sin signo de 32 bits (aunque algunos programas limitan el tamaño de archivo WAVE a tamaños inferiores). Eso es equivalente a 6.4 horas de música en calidad CD (44.1 kHz, 16 bits y estéreo). Para superar esta limitación existe un formato (RF64, [EBU-UER, 2007]) creado por *European Broadcasting Union*, se trata de un formato de archivo compatible con el BWF (*Broadcast Wave Format*) capaz de superar la limitación de los 4 GB de espacio de los archivos WAV.

Antes de almacenar audio en archivos WAVE, se debe conocer la estructura de los archivos WAVE [IBM & Microsoft, 1991].

3.4. Estructura del archivo WAVE

El formato utilizado en los archivos WAVE, es una variación de la especificación de archivos RIFF de **Microsoft** e **IBM** para el almacenamiento de archivos multimedia, y por tanto utiliza la estructura de archivo RIFF estándar. La estructura de archivo RIFF agrupa el contenido de los archivos (formato de las muestras, muestras de audio digital, etc.) en diferentes segmentos que contienen sus propias cabeceras y datos. La cabecera de cada segmento especifica el tipo y el tamaño del segmento de datos. Este método de organización permite al reconocer ciertos tipos de segmento omitir su procesamiento y pasar a otros segmentos. Ciertos segmentos pueden contener otros segmentos, es el caso del segmento RIFF que debe contener los segmentos “fmt ” y “data”.

3.5. Cabecera del archivo WAVE (*RIFF Type Chunk*)

Las cabeceras de archivo WAVE siguen la estructura del formato de archivo del estándar RIFF. Los primeros 8 bytes del archivo corresponden a un segmento de cabecera RIFF estándar el cual contiene un identificador de segmento (*Chunk ID*) “RIFF” y el tamaño del segmento el cual es igual al tamaño del archivo menos los 8 bytes usados por la cabecera. Los primeros 4 bytes del segmento de datos RIFF determina el tipo de recurso que se encuentra en el segmento RIFF. Los archivos WAVE siempre usan como tipo de recurso “WAVE”. Después del tipo RIFF se sitúan todos los segmentos de un archivo WAVE que definen el audio de la forma de onda

almacenada. La figura B.2 muestra la estructura básica de un archivo WAVE y como se organizan los diferentes segmentos.

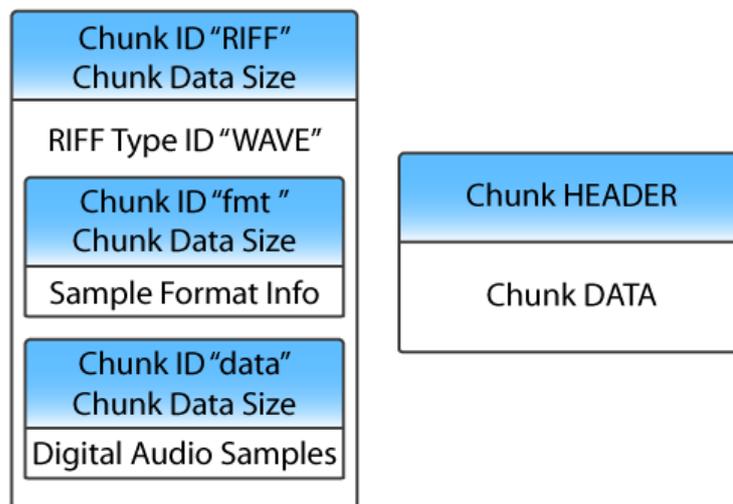


Figura B.2 — Estructura básica de un archivo WAVE.

3.6. Segmentos del archivo WAVE (*Wave File Chunks*)

Existen bastantes tipos de segmentos definidos para los archivos WAVE. Muchos archivos WAVE contienen sólo dos de ellos, específicamente el segmento de formato (“fmt”) y el de datos (“data”). Estos dos segmentos son indispensables para describir el formato de las muestras de audio digital y las propias muestras. Aunque no es requerido por la especificación oficial de archivos WAVE, es una buena práctica situar el segmento de formato antes que el de datos. Todos los segmentos RIFF y por extensión los segmentos WAVE deben almacenarse siguiendo el formato que expresa la tabla B.2.

Offset	Size	Description
0x00	4	Chunk ID
0x04	4	Chunk Data Size
0x08	Chunk	Data Bytes

Tabla B.2 — Formato de los segmentos RIFF y WAVE.

Únicamente se exponen estos dos tipos de segmentos WAVE, el de formato y el de datos, ya que son los únicos que se utilizarán para guardar las muestras de la señal ECG. Se describe el formato de cada uno y el significado de sus datos.

Segmento de formato (“fmt ”)

El segmento de formato contiene la información acerca de cómo se ha guardado y como debe ser reproducida la forma de onda, incluyendo el tipo de compresión utilizada, número de canales, frecuencia de muestreo, bits por muestra y demás atributos de la señal almacenada. La tabla B.3 muestra la cabecera y los datos del segmento de formato así como los atributos necesarios y sus valores.

Offset	Size	Description	Value
0x00	4	Chunk ID	“fmt ” (0x666D7420)
0x04	4	Chunk Data Size	16 + extra format bytes
0x08	2	Compression code	1 - 65535
0x0a	2	Number of channels	1 - 65535
0x0c	4	Sample rate	1 - 0xFFFFFFFF
0x10	4	Average bytes per second	1 - 0xFFFFFFFF
0x14	2	Block align	1 - 65535
0x16	2	Significant bits per sample	2 - 65535
0x18	2	Extra format bytes	0 - 65535
0x1a	n	Extra format	bytes

Tabla B.3 — Valores del segmento “fmt ” del archivo WAVE.

Chunk ID y Chunk Data Size El *chunk ID* siempre es *Format Chunk* “fmt ” (0x666D7420) y su tamaño es el tamaño estándar para datos de formato WAVE (16 bytes) más el tamaño en bytes de cualquier formato extra que necesite un formato WAVE específico, siempre y cuando no contenga datos PCM sin comprimir. Notar que la cadena del *chunk ID* termina con el carácter espacio (0x20).

Compression Code La primera palabra de los datos del segmento de formato especifica el tipo de compresión utilizada en las muestras del archivo WAVE, incluidas en el segmento de datos que se encuentran en este segmento “RIFF”. La tabla B.4 describe los métodos de compresión más utilizados a día de hoy.

Number of Channels El número de canales especifica cuantas señales de audio distintas han sido codificadas en el segmento de datos. El valor 1 significa que la señal es monofónica, el valor 2 significa que la señal es estéreo, etc.

Sample Rate Número de muestras tomadas por segundo de la señal codificada. Este valor queda inalterado por el número de canales.

Code	Description
0 (0x0000)	Unknown
1 (0x0001)	PCM/uncompressed
2 (0x0002)	Microsoft ADPCM
6 (0x0006)	ITU G.711 A-law
7 (0x0007)	ITU G.711 A-law
17 (0x0011)	IMA ADPCM
20 (0x0016)	ITU G.723 ADPCM (Yamaha)
49 (0x0031)	GSM 6.10
64 (0x0040)	ITU G.721 ADPCM
80 (0x0050)	MPEG
65,536 (0xFFFF)	Experimental

Tabla B.4 — Códigos de compresión típicos de los archivos WAVE.

Average Bytes per Second Este valor indica cuantos bytes de datos de la señal deben ser enviados a un conversor digital/analógico (D/A) por segundo para poder reproducir el archivo WAVE. Esta información es útil para determinar si los datos pueden ser enviados desde la fuente a su destino asegurando la correcta reproducción del archivo. Este valor puede calcularse con la fórmula:

$$ByteRate = SampleRate * NumChannels * \frac{BitsPerSample}{8} \quad (B.4)$$

Block Align Número de bytes por muestra incluyendo todos los canales. Este valor si queda afectado por el número de canales y se puede calcular con la fórmula:

$$BlockAlign = NumChannels * \frac{SignificantBitsPerSample}{8} \quad (B.5)$$

Significant Bits per Sample Este valor especifica el número de bits usados para codificar cada muestra. Este valor toma normalmente los valores 8, 16, 24 o 32. Si el número de bits no es *byte aligned* (múltiple de 8) entonces el número de bits por muestra se redondea hacia arriba al múltiple de 8 más próximo y los bits no utilizados se dejan a 0 y no se usan.

Extra Format Bytes Este valor especifica cuanta información adicional de formato en bytes se necesita. Este valor no existe si el código de compresión es 1 (PCM sin compresión), pero puede existir conteniendo la información necesaria para cada método de compresión y la forma de decodificar las muestras de la onda almacenada en el archivo.

Segmento de datos (“data”)

El segmento de datos de un archivo WAVE contiene las muestras de audio digitalizadas las cuáles pueden ser decodificadas usando el formato y el método de compresión que especifica el segmento de formato del archivo WAVE. Si el método de compresión es 1 (PCM sin compresión) entonces el segmento de datos contiene los valores de las muestras sin compresión. La tabla B.5 expresa la estructura del segmento de datos.

<i>Offset</i>	<i>Length</i>	<i>Type</i>	<i>Description</i>	<i>Value</i>
0x00	4	char(4)	chunk ID	“data” (0x64617461)
0x04	4	dword	chunk size	depends on sample length and compression
0x08	n	sds	sample data	signal amplitude

Tabla B.5 — Valores del segmento “data” del archivo WAVE. (sds: *Significant Bits per Sample*).

Ahora se describirá cómo los datos PCM sin compresión son almacenados, pero no se adentrará en cómo lo hacen otros métodos soportados que sí introducen compresión a los datos. Las muestras de un audio digital multicanal se guardan de forma intercalada, esto quiere decir que las muestras de audio como el estéreo o multicanal se guardan de forma cíclica para cada canal, antes de pasar a la muestra inmediatamente siguiente en el tiempo. Esto se hace así porque este tipo de archivos se reproducen antes de leer el archivo por completo.

Chunk ID y Chunk Size El *chunk ID* siempre es “data” (0x64617461) y su tamaño depende del número de muestras, los bits por muestra, número de canales y el tipo de compresión.

Sample data Codificación de las muestras de la señal. Cabe destacar que si se asignan 8 bits para la representación de las muestras, estas se especifican con valores sin signo. Otras cantidades de bits para la representación de las muestras se especifican con valores con signo. Por ejemplo, para muestras representadas con 16 bits se obtiene un rango de valores posibles a codificar que va desde -32768 a +32767 con el punto medio (silencio) a 0 y se almacenan los valores como enteros con signo en complemento a 2. En cambio, usando 8 bits el rango sería de 0 (-128+128) a 255 (127+128) con el punto medio situado en 128 (0+128) y guardando las muestras en bytes sin signo.

Como se ha mencionado anteriormente, todos los segmentos RIFF (incluyendo los segmentos de datos de archivos WAVE) han de ser *word aligned*. Si los datos de una muestra usan un número impar de bytes, se añadirá un byte de *padding* de valor 0 al final de los datos de la muestra (*Little-Endian*, byte menos significativo primero).

3.7. Ejemplo de archivo WAVE

En esta sección se ejemplificará con el contenido hexadecimal de un archivo WAVE, la estructura y el valor que toma cada atributo de los segmentos de un archivo WAVE. Se toma como ejemplo la secuencia hexadecimal separada por bytes de la figura B.3, para observar como se almacenan los valores del archivo WAVE.

```

Offset(h) 00 01 02 03 04 05 06 07 08 09 0A 0B 0C 0D 0E 0F 10 11 12 13 14 15 16 17
00000000 52 49 46 46 24 08 00 00 57 41 56 45 66 6D 74 20 10 00 00 00 01 00 01 00
00000018 00 02 00 00 00 04 00 00 02 00 10 00 64 61 74 61 00 08 00 00 C5 7A 6C 6C
00000030 69 5C 91 4E F9 41 6C 34 9E 25 F1 16 01 0A 49 00 A7 FA 0E F8 AA F5 B9 F1
00000048 BB ED 94 EC E4 EE 9F F2 F9 F5 1F F9 8D FC 57 FF 50 00 E9 FF 9D FF F1 FF
00000060 2C 00 EA FF B0 FF E6 FF 1F 00 F7 FF BC FF D9 FF 14 00 01 00 C8 FF D0 FF
00000078 07 00 09 00 D5 FF CA FF FB FF 0C 00 E1 FF C9 FF EF FF 0B 00 ED FF CB FF
00000090 E4 FF 08 00 F7 FF D1 FF DB FF 01 00 FE FF D8 FF D5 FF FB FF 02 00 DF FF
000000A8 D2 FF F3 FF 04 00 E6 FF D1 FF EF FF 06 00 E2 FF D2 FF 56 00 73 01 B4 02
000000C0 D2 03 EF 04 2C 06 62 07 76 08 89 09 B9 0A E8 0B F3 0C F3 0D 0E 0F 30 10
000000D8 2F 11 19 12 17 13 24 14 14 15 E5 15 C2 16 B1 17 8C 18 43 19 FA 19 C6 1A
000000F0 87 1B 22 1C B2 1C 55 1D F6 1D 73 1E DA 1E 50 1F CC 1F 2A 20 68 20 AF 20
00000108 01 21 3C 21 54 21 6A 21 8F 21 A6 21 98 21 7E 21 74 21 65 21 32 21 EB 20
00000120 B0 20 7A 20 25 20 B4 1F 49 1F EA 1E 74 1E DD 1D 46 1D BE 1C 28 1C 71 1B
00000138 B0 1A 00 1A 4D 19 7A 18 95 17 C0 16 F1 15 07 15 05 14 0D 13 25 12 29 11
00000150 10 10 FC 0E FC 0D F3 0C CA 0B 9F 0A 8D 09 7B 08 49 07 0D 06 EE 04 DB 03
00000168 A1 02 51 01 50 00 E6 FF E5 FF F2 FF E9 FF E3 FF EF FF F7 FF E6 FF D5 FF
00000180 F7 FF 74 00 51 01 60 02 61 03 2F 04 D8 04 7A 05 0B 06 66 06 87 06 8A 06
00000198 7D 06 43 06 CA 05 2C 05 88 04 D3 03 EC 02 DB 01 DC 00 2D 00 E0 FF D9 FF
000001B0 ED FF F8 FF EE FF E1 FF E6 FF F3 FF F3 FF E5 FF E2 FF EF FF F5 FF EA FF
000001C8 E1 FF EA FF F5 FF EE FF E2 FF E6 FF F3 FF F2 FF E4 FF E3 FF F1 FF F4 FF
000001E0 E7 FF E1 FF ED FF F5 FF EB FF E1 FF E9 FF F5 FF EF FF E2 FF E6 FF F3 FF
000001F8 F2 FF E4 FF E3 FF F0 FF F5 FF E8 FF E1 FF ED FF F6 FF EB FF E1 FF E9 FF
00000210 F5 FF EF FF E2 FF E5 FF F4 FF F3 FF E4 FF E2 FF F1 FF F5 FF E7 FF E0 FF
00000228 ED FF F6 FF EB FF E0 FF E9 FF F6 FF EF FF E1 FF E5 FF F4 FF F3 FF E3 FF
00000240 E2 FF F1 FF F6 FF E7 FF E0 FF ED FF F7 FF EB FF DF FF E9 FF F7 FF EF FF

```

```

Offset(h) 00 01 02 03 04 05 06 07 08 09 0A 0B 0C 0D 0E 0F 10 11 12 13 14 15 16 17
00000000 52 49 46 46 24 08 00 00 57 41 56 45 66 6D 74 20 10 00 00 00 01 00 01 00
00000018 00 02 00 00 00 04 00 00 02 00 10 00 64 61 74 61 00 08 00 00 C5 7A 6C 6C
00000030 69 5C 91 4E F9 41 6C 34 9E 25 F1 16 01 0A 49 00 A7 FA 0E F8 AA F5 B9 F1

```

Figura B.3 — Ejemplo de secuencia hexadecimal de un archivo WAVE. Las partes encuadradas incluyen la cabecera y demás valores de configuración.

En la figura B.4 se puede observar el significado y la organización de la estructura de un archivo WAVE.

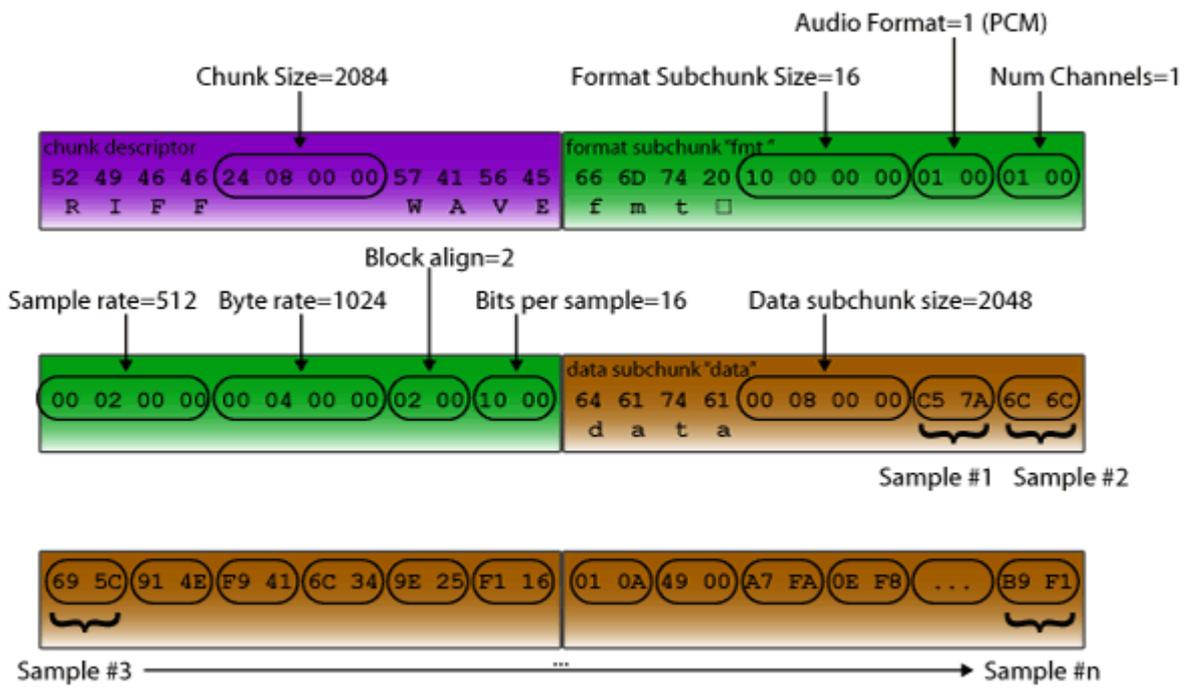


Figura B.4 — Ejemplo de la estructura de un archivo WAVE.

4. Sonorización automática

4.1. Diseño del conversor ecg2wav

No se ha encontrado ningún trabajo que tenga como objetivo sonorizar una señal ECG sin alterar las propiedades de la forma de onda. Es decir, existen métodos [CPS, 2006] para la conversión automatizada de la forma de onda de un ECG a una secuencia de notas. Este apéndice se dedica a la sonorización de la forma de onda de un ECG, por lo tanto no es válida una opción de este tipo. Se ha querido generar un audio que contenga como forma de onda, una señal ECG. Esta sección expone el funcionamiento básico del conversor de la señal ECG a un archivo WAVE. También se describen los tres métodos de conversión utilizados. Para concluir se dedica una sección a los ejemplos de los distintos tipos de conversión.

4.2. Descripción funcional

El conversor ecg2wav se trata de un componente software que recibe como entrada una señal ECG discretizada con una tasa de muestreo de 512 Hz, que es procesada y finalmente almacenada en un archivo WAVE. La figura B.5 muestra el diagrama de bloques del funcionamiento del conversor ecg2wav.

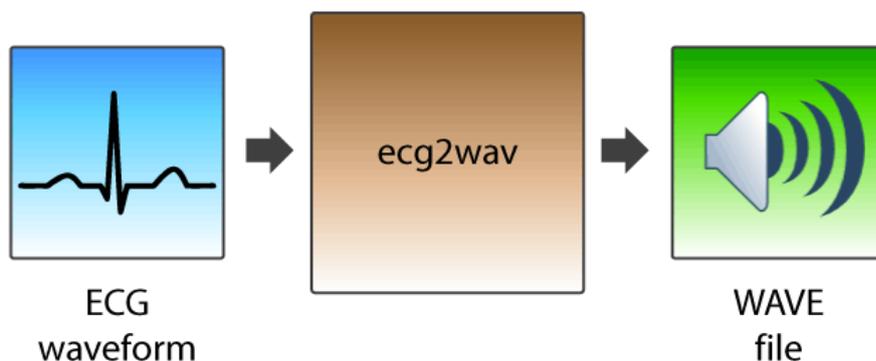


Figura B.5 — Diagrama de bloques. El conversor ecg2wav recibe la señal ECG a convertir en un fichero WAVE. Como resultado, se obtiene un archivo WAVE que contiene la señal ECG de entrada.

4.3. Métodos de almacenamiento de la señal ECG a un archivo WAVE

Como se ha indicado en 1.2, el intervalo de valores máximos y mínimos típicos de una señal ECG en amplitud oscila entre 3.5 mV y -1.5 mV. En cambio, el formato de archivo WAVE usado con una cuantización de 16 bits por muestra tiene un recorrido de -32768 a +32767. Además, cabe notar que la representación gráfica de un archivo WAVE tiene de -1 a 1 como recorrido de valores en amplitud. Con esto se indica que una muestra almacenada con el valor -32768

se representa gráficamente con el valor -1, y una muestra almacenada con el valor 32767 se representa gráficamente con el valor 1. Para almacenar el valor en amplitud de las muestras de la señal ECG, se multiplica el valor de cada muestra de la señal ECG por el valor máximo de una cuantificación de 16 bits (32767). Inevitablemente, muestras de la señal ECG superiores al valor 1 mV, darán como resultado una muestra WAVE superior al valor máximo permitido para una representación en 16 bits. Esto plantea diferentes métodos para almacenar la señal ECG.

Centrado a 0 mV

La señal de ECG a almacenar posee su línea isoeleétrica sobre los 0 mV, el problema radica en los valores que van por debajo de -1 o por encima de 1. Para conservar el estado de reposo sobre los 0 mV, se debe encontrar el valor máximo absoluto de la señal ECG y normalizar respecto a él. Esto consiste, en una vez encontrado el valor máximo en valor absoluto de la señal ECG, dividir la amplitud de todas las muestras por el máximo en valor absoluto. Esto hace que ese valor máximo una vez aplicado el método tenga valor 1 (o -1 si se trata de un valor máximo negativo) y toda la señal ahora quede reescalada respecto ese valor máximo absoluto. Nótese, que este método garantiza que la señal ECG una vez convertida a archivo WAVE sigue teniendo su línea isoeleétrica sobre los 0 mV.

En la figura B.6 se muestra el resultado del proceso.



Figura B.6 — En la figura se muestra el resultado de almacenar la señal ECG en un fichero WAVE por el método que conserva la línea isoeleétrica sobre los 0 mV.

Usar todo el rango de valores del formato WAVE

Una alternativa al método anterior, y que pueda aprovechar todo el rango de valores del que dispone un archivo WAVE, consiste en normalizar respecto el valor en amplitud máximo y mínimo absoluto de la señal ECG. Esto tiene como resultado que la representación de la señal ECG en el archivo WAVE ya no tenga su estado de reposo sobre los 0 mV, pero por otro lado aumenta las diferencias en amplitud y resultan más fáciles de advertir. Este método consiste en encontrar el valor máximo y mínimo absoluto de la señal ECG. Una vez encontrados, se calcula la diferencia absoluta entre el máximo y el mínimo. El valor promedio del rango es el que garantiza la traslación vertical que se debe realizar, de tal manera que ambos extremos compartan el mismo

valor absoluto en amplitud. Es decir, después de aplicar la traslación vertical, sumando a todas las muestras de la señal ECG el valor medio del rango entre máximo y mínimo, se asegura que los nuevos valores máximos y mínimos comparten su valor absoluto. Finalmente, se aplica un proceso de normalización (de la misma manera que en el método anterior). Como resultado se obtiene un archivo WAVE, en el que la señal ECG ocupa totalmente el rango de valores (en la representación gráfica del archivo WAVE, de -1 a 1).

En la figura B.7 se muestra el resultado del proceso.



Figura B.7 — En la figura se muestra el resultado de almacenar la señal ECG en un fichero WAVE por el método que utiliza todo el rango de valores disponible para un archivo WAVE.

4.4. Métodos de sonorización de una señal ECG

El objetivo de la sonorización es de almacenar la forma de onda de la señal ECG. Se podía haber escogido otro método de sonorización basado en equiparar los puntos de la señal ECG a notas musicales de alguna octava tomada como referencia. Pero se quiere trabajar con un método de sonorización que muestre el sonido “real” de un ECG, y este método distorsiona totalmente una visión de este tipo. Los métodos comentados seguidamente, poseen la naturaleza sonora de la señal ECG al almacenar la forma de onda sin procesamiento alguno.

Directa

Este método consiste en alterar mínimamente la señal ECG sonorizada. Por este motivo, se concentra en almacenar las muestras ECG de la señal como muestras de una forma de onda cualquiera. Se consigue un fichero de audio con la misma forma de onda que la señal ECG. La única alteración aplicada es la conversión necesaria de los valores en amplitud anteriormente comentados, para no desbordar la representación de las muestras WAVE.

Las figuras B.6 y B.7 son ejemplos claros de este proceso.

Modulación de amplitud

En el método anterior, la componente frecuencial es muy pobre debido a las bajas frecuencias que componen el espectro de una señal ECG. Por lo tanto, la sonorización obtenida resulta muy pobre en armónicos. Una forma de darle más componente armónica consiste en modular la

señal ECG con una señal portadora de más alta frecuencia. Se ha aplicado una modulación de amplitud para conseguir tal propósito. Amplitud modulada (AM), o modulación de amplitud, es un tipo de modulación no lineal que consiste en hacer variar la amplitud de la onda portadora de forma que esta cambie de acuerdo con las variaciones de nivel de la señal moduladora; que es la información que se va a transmitir. La representación matemática de la modulación en AM consiste en considerar la señal moduladora (señal que contiene el ECG) como:

$$f_{ECG}(t) \quad (\text{B.6})$$

y la señal portadora como:

$$y_p(t) = \cos(\omega_p \cdot t) \quad (\text{B.7})$$

La ecuación de la señal modulada en AM es la siguiente:

$$y_p(t) = [1 + f_{ECG}(t)] \cdot \cos(\omega_p \cdot t) \quad (\text{B.8})$$

Cabe notar, que a la señal resultado se le aplica una modificación de centrado en 0 mV. Para garantizar que la señal siga teniendo la misma relación al eje de los 0 mV y para que la amplitud resultado no sobrepase de rango. En la figura B.8 se muestra el resultado del proceso.

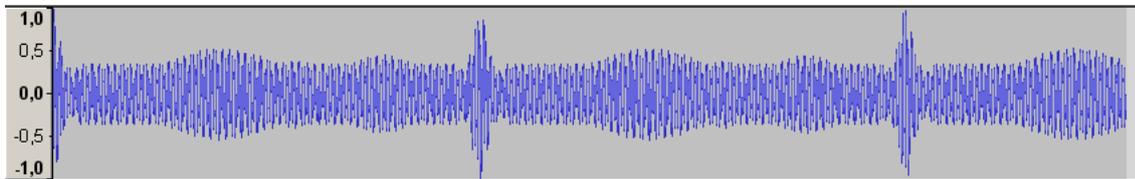


Figura B.8 — En la figura se muestra el resultado de almacenar la señal ECG en un fichero WAVE por el método que utiliza todo el rango de valores disponible para un archivo WAVE.

Para finalizar, sólo queda discutir la elección de la frecuencia de la onda portadora. Para que la elección de la frecuencia sea dinámica en el tiempo y aporte más información sobre la variabilidad de la señal ECG, se recurre a la frecuencia fundamental de la señal ECG. Aplicando una transformación de Fourier se obtiene el espectro en frecuencia de la señal ECG. Aunque no tiene porque ser la frecuencia con más energía la frecuencia fundamental de la señal, se elige esa frecuencia para definir la onda portadora. Al tratarse de frecuencias muy bajas (entre 0 y 150 Hz), y generalmente, la frecuencia fundamental oscila entre 0 y 12 Hz; se utilizan como frecuencias portadoras las frecuencias comprendidas entre un La sostenido de la tercera octava (A#3) y el La natural de la cuarta octava (A4). Es decir, se utilizan las frecuencias de las notas musicales entre 233.08 y 440 Hz para definir la frecuencia portadora. Se han utilizado estas frecuencias, ya que

se sitúan sobre las frecuencias más agradables y sencillas de reconocer por el oído humano. Al utilizar una frecuencia como máximo de 440 Hz, debemos replantear la frecuencia de muestreo de la onda contenida en el archivo WAVE. Por lo tanto, se recurre al Teorema del muestreo o Teorema de Nyquist-Shannon [Nyquist, 1928] para elegir una frecuencia de muestreo de 1024 Hz para el archivo WAVE generado para este método de sonorización. En la figura B.9 se muestra el espectro en frecuencia de una señal ECG sonorizada por este método.

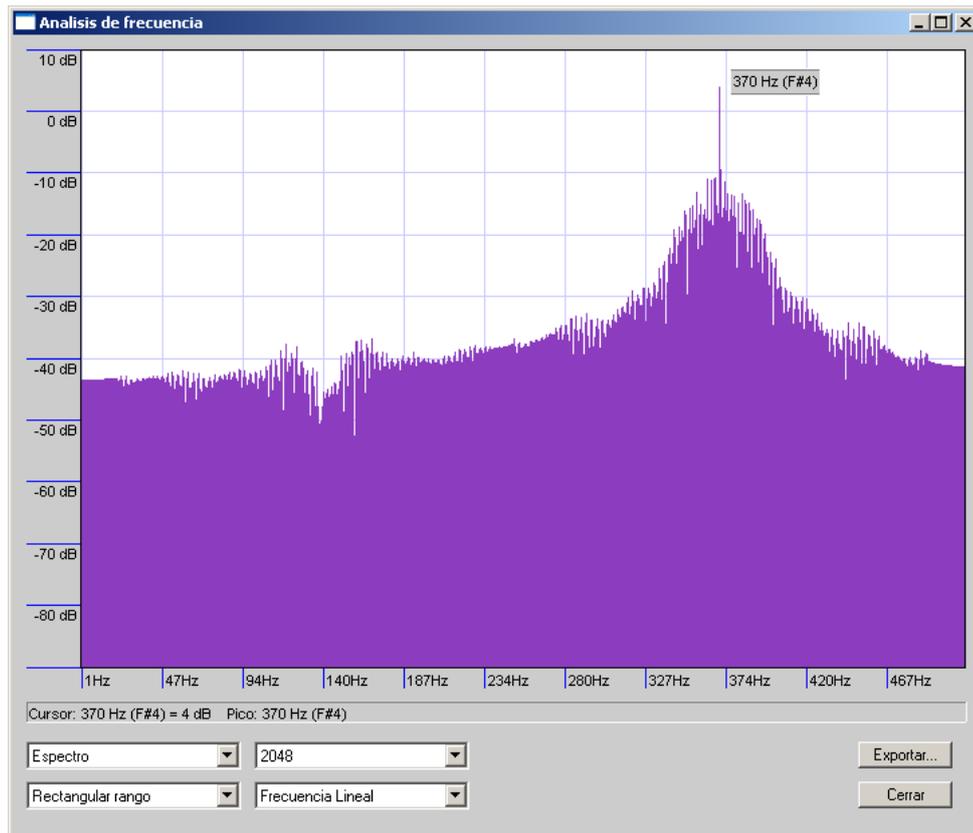


Figura B.9 — En la figura se muestra el espectro en frecuencia de una señal ECG sonorizada por este método. La frecuencia de la portadora utilizada en la modulación es 369.990 Hz (F#4).

Bibliografía

- [Abdullah, 2007] Abdullah, T. Y. (2007). Website. <http://www.geocities.com/sunsetstrip/underground/2288/t4scales.htm>.
- [Bayés, 1980] Bayés, A. i. d. L. (1980). Fonaments d'electrocardiografia, vol. 1,. Editorial científico médica.
- [Bier, 2000] Bier, J. (2000). Website. http://www.bdti.com/articles/audio_icspat00.pdf.
- [Corp., 1991] Corp., C. M. (1991). Microsoft Windows Multimedia Programmer's Reference chapter 8. Microsoft Press.
- [CPS, 2006] CPS, C. f. P. S. (2006). Website. <http://polymer.bu.edu/music/>.
- [EBU-UER, 2007] EBU-UER (2007). Technical report, EBU-TECH.
- [Einthoven, 1901] Einthoven, W. (1901). Un nouveau galvanometre. Arch Neerl Sc Ex Nat.
- [Gallo, 2005] Gallo, R. F. (2005). Publicación digital de la 1ra Cátedra de Clínica Médica y Terapéutica y la Carrera de Posgrado de especialización en Clínica Médica 1, 3. http://www.clinica-unr.com.ar/Educacion_distancia/Curso%20ECG%20en%201a%20Clinica%20-%20Modulo%201.pdf.
- [Giancoli, 2004] Giancoli, D. C. (2004). Physics: Principles with Applications chapter 25, p. 32. Pearson Prentice Hall.
- [Gómez & Cuenca, 2006] Gómez, J. E. & Cuenca, D. I. (2006). Tecnología básica del sonido I, chapter 1, p. 18. Thomson Learning Ibero.
- [IBM & Microsoft, 1991] IBM, C. & Microsoft, C. (1991). Technical report, IBM Corporation and Microsoft Corporation.
- [IEC, 1999] IEC, I. E. C. (1999). Technical report, International Electrotechnical Commission.

- [López, 2002] López, A. M. (2002). Website. http://www.lpi.tel.uva.es/~nacho/docencia/ing_ond_1/trabajos_01_02/formatos_audio_digital/html/frames.htm.
- [Mark, 1998] Mark, J. B. (1998). Atlas of Cardiovascular Monitoring, chapter 1, pp. 1–15. Churchill Livingstone.
- [Nyquist, 1928] Nyquist, H. (1928). Trans. AIEE , 47, 617–644.
- [Olson, 1967] Olson, H. F. (1967). Music, Physics and Engineering, chapter 3, pp. 38–59. Courier Dover Publications.
- [Pohlmann, 1992] Pohlmann, K. C. (1992). The Compact Disc Handbook, chapter 3, pp. 47–103. A-R Editions, Inc.
- [Pohlmann, 2005] Pohlmann, K. C. (2005). Principles of Digital Audio, chapter 2-3, pp. 21–83. McGraw-Hill Professional.
- [Stach, 2003] Stach, B. A. (2003). Comprehensive Dictionary of Audiology, chapter 1, p. 22. Thomson Delmar Learning.
- [Waggener, 1998] Waggener, W.Ñ. (1998). Pulse Code Modulation Systems Design, chapter 2 and 5, pp. 19–51 and 151–187. Artech House Publishers.
- [Watkinson, 2001] Watkinson, J. (2001). The Art of Digital Audio, chapter 5, pp. 275–283. Focal Press.

Apéndice C

Transmisión de información a través de la música

Este apéndice tiene como objetivo solucionar el problema de la transmisión de información a través de la música. Para ello, se presenta un método general para la musicalización de fenómenos monitorizados. La musicalización es un proceso de transformación de una serie de datos en música. El método utilizado en el que basar este apéndice es *Method for the musicalization of monitored phenomena* [Ribas & Vacchina, 2006]. Para dar una aplicación a este método, el apéndice describe la aplicación particular del método de composición automática al seguimiento de una forma de onda periódica representativa de un electrocardiograma (ECG) de un paciente generado por un dispositivo de monitorización adecuado. Se ha optado por un método de musicalización *offline*, es decir, se ha descrito un proceso de composición musical a partir de un fenómeno monitorizado ya almacenado en memoria y no generado en tiempo real. Por lo tanto esto implica una simplificación del método al evitar el procesado de la señal y la generación de la composición en tiempos cercanos a cero. Este apéndice describe el proceso de musicalización de la señal ECG para transmitir la información de la señal ECG a través de la composición musical resultante.

Este apéndice dedica una sección a la explicación del método general de musicalización automática de fenómenos monitorizados. Le sigue una sección que describe la percepción psicoacústica del sonido. En otra sección se exponen los conocimientos básicos necesarios para la composición musical. También se dedica una sección a la descripción del patrón considerado normal o no patológico de la segunda derivación de un ECG. Y la última sección se ha dedicado a la descripción del método de composición automático realizado para el caso particular de la musicalización de ECG.

1. Método de musicalización de un fenómeno monitorizado

Method for the musicalization of monitored phenomena [Ribas & Vacchina, 2006] describe un método de musicalización, entendiéndose aquí como tal una forma de componer y generar música basada en el tratamiento de una serie de datos de manera que una composición musical obtenida responda a unas características derivables de dicha serie de datos. En particular, se basa en el tratamiento de una serie de datos representativa de un fenómeno monitorizado, y en particular a un método de comunicación de información referente a tales datos mediante música. La invención también concierne a unos criterios simplificados de composición de música en función de tal información a transmitir. El método de la presente invención tiene aplicación, por ejemplo, en el ámbito de la llamada realidad aumentada, en la que la percepción de la realidad de los usuarios (habitualmente, su campo visual) se amplía añadiendo más información (habitualmente, superponiendo imágenes artificiales a la imagen de la realidad) que, en el caso de que se ocupa este apéndice, se haría a través de la música. El mismo método puede aplicarse para proporcionar información a sus usuarios como sustitutivo de otros métodos basados, por ejemplo, en el uso de pantallas u otros dispositivos.

Esta sección se organiza de la siguiente manera. Se revisa el estado actual de trabajos en esta dirección. Le sigue, una descripción formal del método adoptado. Para apoyar esta descripción, se sirve de unos ejemplos para clarificar el método y sus posibles aplicaciones. Para terminar, se enumeran un seguido de reivindicaciones del método.

1.1. Antecedentes de la invención

US-A-6230047

La patente US-A-6230047 da a conocer un dispositivo que combina una pluralidad de señales de audio de entrada y emite una señal de audio combinada. Las señales de audio de entrada incluyen una señal de música, por ejemplo, procedente de un reproductor de *compact disc* (CD) o cassette, y una señal rítmica generada a partir de los latidos del corazón de un usuario. El dispositivo aumenta o disminuye el tempo del ritmo de la música de acuerdo con variaciones en el ritmo de las pulsaciones cardíacas.

EP-A-1431955

La patente EP-A-1431955 expone un método de codificación de información sobre el ritmo cardíaco. El método comprende medir los intervalos de los latidos del corazón de una persona durante un ejercicio físico y almacenar la información referente a estos intervalos de latido del

corazón. A continuación, la información de intervalos de latido del corazón es codificada usando un género musical seleccionado a un formato adecuado para ser presentado de forma audible después del ejercicio como una mezcla sonora formada por pequeños fragmentos musicales previamente almacenados. El ritmo de la mezcla sonora depende de los intervalos de latidos de corazón medidos, y la duración de la mezcla sonora es más corta que el tiempo empleado para medir los intervalos de latidos de corazón.

1.2. Exposición de la invención

La presente invención aporta un método de musicalización de un fenómeno monitorizado, sobre la base de una serie de datos representativa de dicho fenómeno monitorizado. El método comprende en primer lugar obtener al menos un valor de al menos una variable a partir de un tratamiento matemático de dicha serie de datos. A continuación, asignar una característica musical básica a dicho valor. Generalmente, la característica musical básica asignada será una nota fundamental, aunque también puede ser un modo, mayor o menor, un compás, un tempo, un rango tonal, entre otras. Si el tratamiento matemático de la serie de datos proporciona más de un valor y/o más de una variable, puede asignarse una de las diferentes características musicales básicas a cada uno de dichos valores. No obstante, en cualquier caso, se prefiere que la nota fundamental forme parte de las características musicales básicas asignadas puesto que la misma determina una escala o tonalidad, que es una componente importante de la estructura general musical. Hay que tener en cuenta que el método contempla imponer una o más de las características musicales básicas que no hayan sido asignadas previamente a un valor obtenido por dicho tratamiento matemático de la serie de datos. Es decir, por ejemplo, si el tratamiento matemático resulta en la asignación de la nota fundamental, un usuario del método puede imponer otras de las restantes características musicales básicas, como el compás, el tempo, etc.

Una vez obtenida la característica musical básica, que es al menos una, el método comprende generar con ayuda de unos medios programables una composición musical basada en una estructura musical general determinada al menos en parte por dicha característica musical básica de acuerdo con preceptos de composición musical establecidos, y finalmente emitir de forma audible dicha composición musical. Entre las principales componentes que conforman una estructura musical general se encuentran la tonalidad, la cual viene determinada por la nota fundamental, el modo mayor o menor, el compás, el rango tonal, la frase rítmica, el número máximo de notas simultáneas admisible para formar un acorde y número máximo de notas diferentes simultáneas admisible. También en esta etapa el método contempla imponer al menos una componente de

la estructura musical general que no haya sido determinada previamente por una característica musical básica.

Cualquier variación en la serie de datos proporcionará una variación en la característica musical básica asignada, y por consiguiente una variación en la composición musical emitida. Por ejemplo, una variación en la nota fundamental asignada producirá un cambio en la tonalidad de la composición musical, un cambio en el compás asignado producirá un cambio en el compás de la composición musical, y así sucesivamente. De este modo, cualesquiera variaciones perceptibles en la estructura musical general durante la audición de dicha composición musical proporcionan información referente a variaciones en dicha serie de datos.

En un ejemplo de realización más particular, el método comprende aplicar dicho tratamiento matemático en la forma de un análisis incremental y/o adaptable a los datos de la serie de datos a medida que los mismos van siendo generados por un dispositivo de monitorización para obtener sucesivos valores de dicha variable, que es al menos una. Con ello, el tratamiento matemático puede realizarse en tiempo real y el análisis se basa en la comparación de los nuevos datos con los datos precedentes o con unos patrones de datos predefinidos. A continuación se asigna una característica musical básica a cada uno de los valores a medida que van siendo obtenidos y se genera la composición musical, la cual tendrá una estructura musical general acorde a las sucesivas características musicales básicas asignadas. Obviamente, las variaciones en las características musicales básicas asignadas producirán variaciones perceptibles en la estructura musical general de la composición musical. El método de acuerdo con este ejemplo de realización permite emitir de forma audible dicha composición musical substancialmente en tiempo real, es decir, al mismo tiempo que los datos de la serie de datos son recibidos.

En este apéndice, la expresión “en tiempo real” admite un cierto retraso entre la recepción de un dato y la emisión de un correspondiente elemento de la composición musical debido al tiempo empleado por los medios informáticos en realizar los procesos de tratamiento matemático y composición musical. Este retraso es muy pequeño en relación con la aplicación del método y puede considerarse despreciable.

Preferiblemente, la composición musical es generada en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales, es decir, los preceptos que se encuentran en los tratados de armonía clásicos, y con una estructura musical general simple. Con ello se busca que la música obtenida sea plácida y agradable al oído.

En otro ejemplo de realización más particular, el método de la invención comprende además analizar la serie de datos para detectar si cada dato o grupo de datos cumple unas condiciones de

alarma preestablecidas. Estas condiciones de alarma pueden ser, por ejemplo, unos umbrales máximo y mínimo, un signo positivo o negativo, etc. Habitualmente, la serie de datos se configura de manera que describe una forma de onda de la que se extraen las características musicales básicas para determinar la estructura general de la composición musical. En este caso, las condiciones de alarma pueden incluir unos patrones de alarma preestablecidos que serán comparados con la forma de onda para detectar si cumple dichas condiciones de alarma preestablecidas. En general, las condiciones de alarma estarán establecidas de acuerdo con unas anomalías o características singulares de la serie de datos o de la forma de onda sobre las cuales se desea llamar la atención. Así, cuando un dato grupo de datos de la serie, o un fragmento de la forma de onda cumple con una condición de alarma, el método comprende introducir un sonido disonante en dicha composición musical consonante. La disonancia será más o menos acentuada en función del grado de importancia de la alteración. Este sonido disonante será claramente perceptible en la composición musical consonante y será indicativa de una anomalía, o cualquier otra característica que interese destacar en el fenómeno monitorizado.

En general, cuando se tienen una serie de datos que conforman una forma de onda, las características básicas de la misma tenidas en cuenta en la determinación de las características musicales básicas de la composición musical se limitan a su frecuencia fundamental y a su amplitud. En un ejemplo de realización particular del método de la presente invención, el mencionado tratamiento matemático comprende aplicar una transformada de Fourier a dicha forma de onda y asignar una nota fundamental al primer coeficiente obtenido. El método también contempla generar la composición musical a partir de más de una frecuencia fundamental obtenida de dicha forma de onda mediante la transformada de Fourier u otra función matemática.

1.3. Descripción detallada de unos ejemplos de realización

Seguidamente, se expondrán distintos ejemplos de aplicación del método: un ejemplo básico ilustrará el procedimiento básico, un ejemplo que contempla la introducción de alarmas y una aplicación real del ejemplo que contempla la introducción de alarmas.

Ejemplo de realización básico

Haciendo en primer lugar referencia a la figura C.1, un ejemplo de realización básico del método de la presente invención parte de una serie de datos proporcionada, por ejemplo, por un equipo de monitorización que monitoriza o ha monitorizado un fenómeno. La serie de datos conforma una forma de onda C.1-(1). La serie de datos o forma de onda C.1-(1) es sometida a

un tratamiento matemático en un módulo extractor de características musicales básicas (BFX) mediante el cual se obtiene un valor de una variable al cual se asigna una característica musical básica, por ejemplo, una nota fundamental. Tal como se ha descrito más arriba, el método contempla extraer más de un valor para más de una variable, en cuyo caso a cada valor se asigna una diferente característica musical básica. La característica musical básica asignada, o en su caso las varias características musicales básicas asignadas son introducidas a un módulo de composición MC donde con ayuda de unos medios programables se genera una composición musical C.1-(2) basada en una estructura musical general determinada al menos en parte por dichas una o más características musicales básicas de acuerdo con preceptos de composición musical establecidos. Finalmente, con la intervención de un equipo de sonido se procede a emitir de forma audible dicha composición musical C.1-(2). Cualquier variación perceptible en la estructura musical general durante la audición de dicha composición musical C.1-(2) corresponde a una variación en la serie de datos o forma de onda C.1-(1) inicial. Por consiguiente, la composición musical C.1-(2) generada de acuerdo con el método de la presente invención proporciona información referente a variaciones en el fenómeno monitorizado.

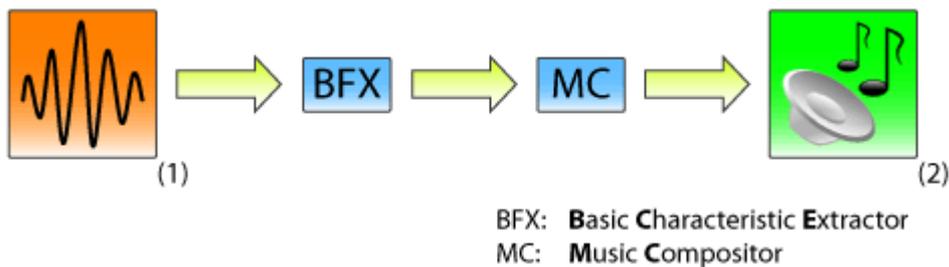


Figura C.1 — Diagrama de bloques. Ejemplo de realización básico del método de la presente invención.

En este ejemplo de realización básico, el método puede aplicarse a la serie de datos o forma de onda C.1-(1) a medida que la misma es recibida, es decir, en tiempo real, o tomando una serie de datos o forma de onda C.1-(1) previamente generada y almacenada en una memoria informática.

Ejemplo de realización con condiciones de alarma

El ejemplo de realización mostrado en la figura C.2 es en todo análogo al descrito más arriba en relación con la figura C.1 excepto en que, en la figura C.2, el método contempla introducir unas condiciones de alarma C.2-(3) preestablecidas. Así, un BFX extrae una o más características musicales básicas a partir de un tratamiento matemático de la serie de datos o forma de onda C.2-(1) y un MC genera una composición musical C.2-(2) basada en dichas características musicales

básicas obtenidas. Finalmente la composición musical C.2-(2) es emitida de forma audible.

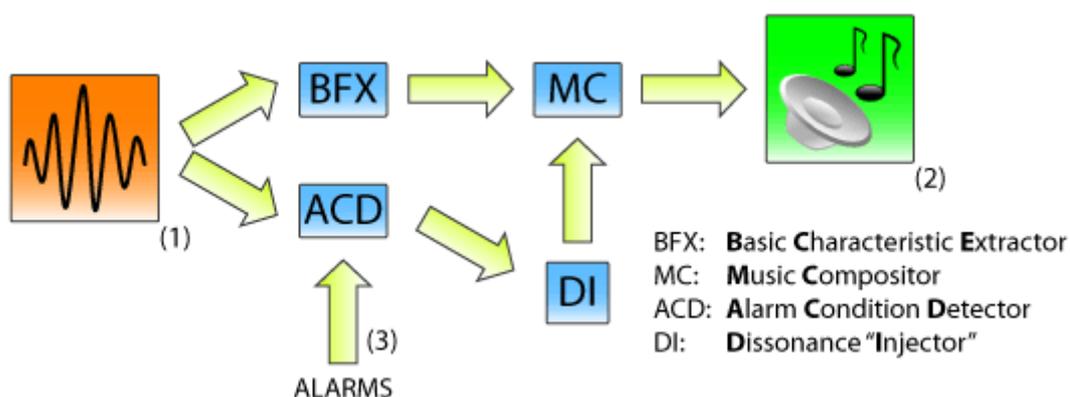


Figura C.2 — Diagrama de bloques. Ejemplo de realización incluyendo una etapa de introducción de alarmas.

En este ejemplo de realización se tiene un especial cuidado en generar dicha composición musical C.2-(2) en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales, y con una estructura musical general simple, para que la composición musical C.2-(2) resultante responda a criterios de musicalidad y sea lo más agradable al oído posible. Las mencionadas condiciones de alarma C.2-(3), las cuales pueden comprender, por ejemplo, unos umbrales máximo y mínimo para los datos de la serie de datos o unos patrones de alarma preestablecidos para la forma de onda, son introducidas a un módulo de detección de condiciones de alarma (ACD) que analiza la serie de datos o forma de onda C.2-(1) de entrada para ver si en algún momento se cumplen las condiciones de alarma C.2-(3). Cuando el ACD detecta que alguna de las condiciones de alarma C.2-(3) se cumplen en la serie de datos o forma de onda C.2-(1), el mismo introduce una señal de alarma a un módulo de inserción de disonancias (DI), el cual inserta un sonido disonante a la composición musical C.2-(2) consonante, de manera que un oyente de la composición musical C.2-(2) percibirá, no sólo variaciones en la estructura musical general indicativos de variaciones “ordinarias” en el fenómeno monitorizado sino disonancias indicativas de variaciones “extraordinarias”, que pueden ser anomalías u otras características que se desea destacar en el fenómeno monitorizado mediante las condiciones de alarma C.2-(3).

Aplicación real de realización con condiciones de alarma

La figura C.3 muestra un ejemplo de realización análogo al descrito anteriormente en relación con la figura C.2, con la particularidad de que el método está aplicado al seguimiento en tiempo real de una forma de onda C.3-(1) periódica representativa de un electrocardiograma (ECG) de

un paciente generado por un dispositivo de monitorización adecuado. La forma de onda C.3-(1) del ECG está muy estudiada y se espera que, en condiciones de normalidad, es decir, de salud del paciente, tenga unos puntos singulares P, Q, R, S, T, U dispuestas en unas regiones particulares del período. Variaciones en los puntos singulares P, Q, R, S, T, U pueden significar anomalías en el funcionamiento cardíaco del paciente. En este caso, las condiciones de alarma C.3-(3) introducidas al ACD serán, por ejemplo, unos patrones de onda correspondientes a anomalías o patologías conocidas.

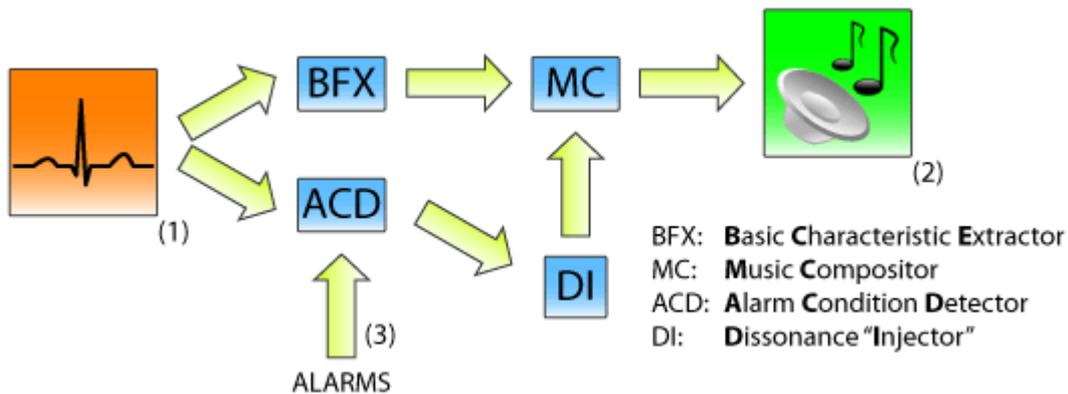


Figura C.3 — Diagrama de bloques. Ejemplo de realización aplicado a un ECG.

Al MC pueden imponerse algunas componentes de la estructura general de la composición musical tales como, por ejemplo, un compás 4/4, el modo mayor, las funciones armónicas tónica, subdominante y dominante, un rango abarcando las octavas centrales del piano, tres notas diferentes simultáneas como máximo, es decir, acordes de triada, etc., encaminadas a obtener una composición musical tranquila y agradable al oído. El compás 4/4 se escoge, por ejemplo, porque facilita asociar sus cuatro tiempos a los puntos singulares P, QRS, T y U, respectivamente, de la forma de onda C.3-(1), y la duración de las notas en la composición musical viene determinada por la relevancia de los puntos singulares P, Q, R, S, T y U de la forma de onda de entrada. Las disonancias insertadas son más o menos acentuadas en función del grado de importancia de la alteración.

Dado que la composición musical C.3-(2) es emitida de forma audible en tiempo real, es decir, al mismo tiempo que el funcionamiento cardíaco del paciente es monitorizado, un oyente puede percibir variaciones “ordinarias” a través de cambios en la estructura de la composición musical C.3-(2) consonante y alarmas a través de sonidos disonantes claramente destacados.

El método de la presente invención también tiene aplicación en otros campos además del campo médico. Por ejemplo, puede aplicarse al seguimiento del funcionamiento de diferentes

aparatos integrados en una línea de producción industrial, y otras aplicaciones similares. Un experto en la técnica será capaz de efectuar modificaciones y variaciones a partir de los ejemplos de realización mostrados y descritos sin salirse del alcance de la presente invención según está definido en las reivindicaciones adjuntas.

1.4. Reivindicaciones

1. Método de musicalización de un fenómeno monitorizado, sobre la base de una serie de datos representativa de dicho fenómeno monitorizado, que comprende:
 - Obtener al menos un valor de al menos una variable a partir de un tratamiento matemático de dicha serie de datos.
 - Asignar una característica musical básica a dicho valor.
 - Generar con ayuda de unos medios programables una composición musical basada en una estructura musical general determinada al menos en parte por dicha característica musical básica de acuerdo con preceptos de composición musical establecidos.
 - Emitir de forma audible dicha composición musical, donde variaciones perceptibles en la estructura musical general durante la audición de dicha composición musical proporcionan información referente a variaciones en dicha serie de datos.
2. Método, de acuerdo con la reivindicación (1.), caracterizado porque comprende:
 - Aplicar dicho tratamiento matemático en la forma de un análisis incremental y/o adaptable a los datos de la serie de datos a medida que los mismos van siendo generados por un dispositivo de monitorización para obtener sucesivos valores de dicha variable, que es al menos una.
 - Asignar una característica musical básica a cada uno de dichos valores.
 - Generar dicha composición musical con variaciones en su estructura musical general debidas a las sucesivas características musicales básicas.
 - Emitir de forma audible dicha composición musical substancialmente en tiempo real.
3. Método, de acuerdo con la reivindicación (1.) ó (2.), caracterizado porque comprende generar dicha composición musical en la forma de una composición musical consonante de acuerdo con preceptos de composición musical convencionales, e introducir un sonido disonante en dicha composición musical consonante cuando un dato o grupo de datos de la serie de datos cumple unas condiciones de alarma preestablecidas, siendo dicha disonancia

indicativa de una anomalía o cualquier otra característica de uno o más datos que interese destacar en el fenómeno monitorizado.

4. Método, de acuerdo con la reivindicación (3.), caracterizado porque dicha característica musical básica, que es al menos una, está seleccionada de un grupo que comprende una nota fundamental, modo mayor o menor, un compás, un tempo, un rango tonal, entre otras.
5. Método, de acuerdo con la reivindicación (4.), caracterizado porque dicha estructura musical general comprende al menos una de las siguientes componentes: tonalidad, modo mayor o menor, compás, rango tonal, frase rítmica, y número máximo de notas simultáneas admisible.
6. Método, de acuerdo con la reivindicación (5.), caracterizado porque comprende imponer al menos una característica musical básica que no haya sido asignada previamente a un valor obtenido por dicho tratamiento matemático de la serie de datos.
7. Método, de acuerdo con la reivindicación (6.), caracterizado porque comprende imponer al menos una componente de la estructura musical general que no haya sido determinada previamente por una característica musical básica.
8. Método de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, caracterizado porque dicha serie de datos conforman una forma de onda cuyas características básicas cooperan en determinar las características de dicha composición musical.
9. Método, de acuerdo con la reivindicación (8.), caracterizado porque las características básicas de dicha forma de onda se limitan a su frecuencia fundamental y a su amplitud.
10. Método, de acuerdo con la reivindicación (9.), caracterizado porque dicho tratamiento matemático comprende aplicar una transformada de Fourier a dicha forma de onda y asignar una nota fundamental a un primer coeficiente obtenido.
11. Método, de acuerdo con la reivindicación (10.), caracterizado porque la composición musical resultante se construye a partir de más de una frecuencia fundamental obtenida de dicha forma de onda.
12. Método de acuerdo con la reivindicación (11.), caracterizado porque características singulares en la forma de onda de entrada son comunicadas a un oyente mediante disonancias, más o menos acentuadas en función del grado de importancia de la alteración.

13. Método de acuerdo con la reivindicación (12.), caracterizado porque la duración de las notas en la composición musical viene determinada por la relevancia de unos puntos singulares de la forma de onda de entrada.
14. Método de acuerdo con la reivindicación (13.), caracterizado porque la diferente duración de las notas de la composición musical resultante informan de la relevancia de partes de la forma de onda de entrada.
15. Método de acuerdo con la reivindicación (14.), caracterizado porque dicha forma de onda corresponde a un ECG.
16. Método de acuerdo con la reivindicación (15.), caracterizado porque la estructura musical está limitada a un compás de 4/4, y a las funciones armónicas tónica, subdominante y dominante.

2. La percepción de los sonidos musicales

La música está compuesta por dos elementos básicos: los sonidos y los silencios. Los sonidos se combinan sucesiva y simultáneamente para transmitir o evocar sentimientos [Cordantonopulos, 2002]. El sonido es la sensación percibida por el oído que recibe las variaciones de presión producidas generadas por el movimiento vibratorio de los cuerpos sonoros, y que se transmiten por el medio del aire, el agua o un medio sólido que los transmita [Worrall, 2004]. La ausencia perceptible de sonido es el silencio; que es relativo, ya que el silencio absoluto no se da en la naturaleza al haber atmósfera.

2.1. Atributos perceptivos de los sonidos aislados

El sonido, entonces, es producido porque algún cuerpo sonoro vibra, y la vibración que produce genera ondas en el aire, que son las que llegan al tímpano. Esto no quiere decir que todos los cuerpos sonoros sean instrumentos musicales, por lo cual se podrían diferenciar dos grupos dentro del sonido:

- **Sonido musical:** Son los que emiten los instrumentos musicales. Lo que vibra puede ser el aire en un instrumento de viento, una cuerda en uno de cuerda, o una membrana en algunos de percusión. Estos tienen una forma de onda sinusoidal, sin cambios bruscos.
- **Ruido:** Son todos los sonidos que nunca tienen armonía, como por ejemplo el motor de cualquier vehículo. La forma de onda del ruido es mucho más despareja y con más picos que la de los sonidos musicales.

La figura C.4 muestra la diferencia entre la forma de onda de un sonido y un ruido.



Figura C.4 — La imagen superior muestra la forma de onda de un sonido puro. La figura inferior, muestra la forma de onda de un ruido.

El sonido (aplicado a los instrumentos musicales) tiene cuatro parámetros fundamentales: la altura (frecuencia o tono), la duración, la intensidad (volumen) y el timbre. La siguiente

enumeración de los conceptos físicos asociados al sonido, relaciona cada magnitud con la notación musical que la representa.

Altura

La altura es el resultado de la frecuencia (cantidad de vibraciones por segundo que produce un cuerpo sonoro), de acuerdo con esto se pueden definir los sonidos como “graves” y “agudos”; a mayor frecuencia (vibraciones, ciclos por segundo o Hercios (Hz)), más agudo será el sonido. La longitud de onda es la mínima distancia que existe entre dos puntos en los cuales la presión sonora toma el mismo valor, comparable a la distancia entre las ondas que produce una piedra al caer en el agua. La altura de los sonidos musicales se escribe en el pentagrama. El pentagrama es un conjunto de cinco líneas, en las cuales se colocan las figuras musicales (ver figura C.5). El pentagrama sitúa los sonidos agudos más arriba y los más graves abajo. Según el espacio o línea en que se encuentre una figura musical dentro del pentagrama, recibirá un nombre u otro.

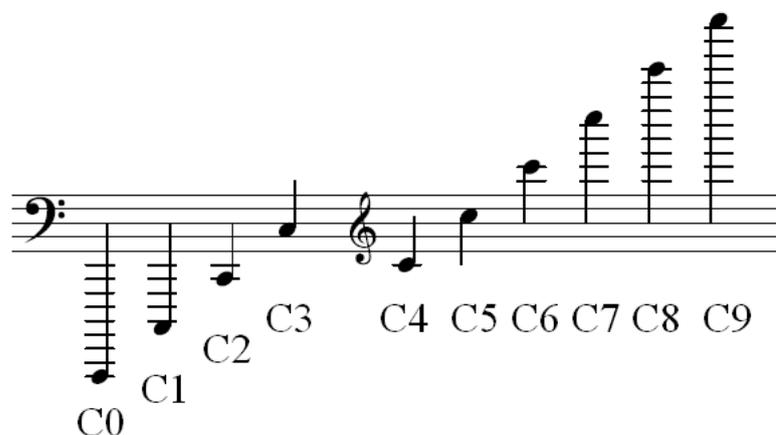


Figura C.5 — En la figura se aprecia qué aspecto presenta un pentagrama musical, y como se sitúan las figuras musicales. También muestra las diferentes alturas posibles para la nota Do (C).

Esta asignación de los nombres de las notas, está en función de la clave que se utilice. O sea que, la clave decide qué asignación tiene cada uno de los espacios y las líneas que lo demarcan. Las claves son signos que designan una línea con el nombre de una cierta nota. A partir de dicha nota, se decide donde hay que colocar un signo para que represente el valor que se desee. Por ejemplo, si se utiliza la clave de Sol, las figuras que se representen sobre la segunda línea se llamarán Sol y el resto de las líneas y espacios se determinarán en función del orden creciente y decreciente de la escala. La figura C.6 muestra las claves más usuales.

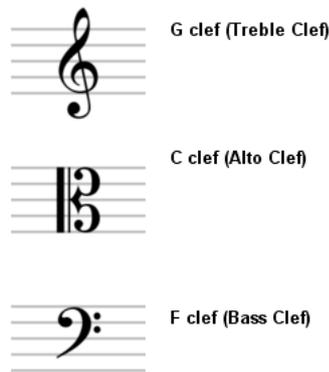


Figura C.6 — Diferentes claves musicales. De arriba a abajo: clave de Sol, clave de Fa y clave de Do.

Duración

La duración corresponde al tiempo que duran las vibraciones que produce un sonido. La duración del sonido está relacionada con el ritmo. Para describir la duración de los sonidos musicales se utilizan unas figuras musicales, éstas son símbolos que indican la duración de las notas musicales. La figura C.7 muestra las más usuales, ordenadas según su valor e indicando sus equivalencias. La figura también muestra el tiempo de las no vibraciones, es decir, el tiempo en el que no se produce ninguna vibración, y por lo tanto, un silencio.

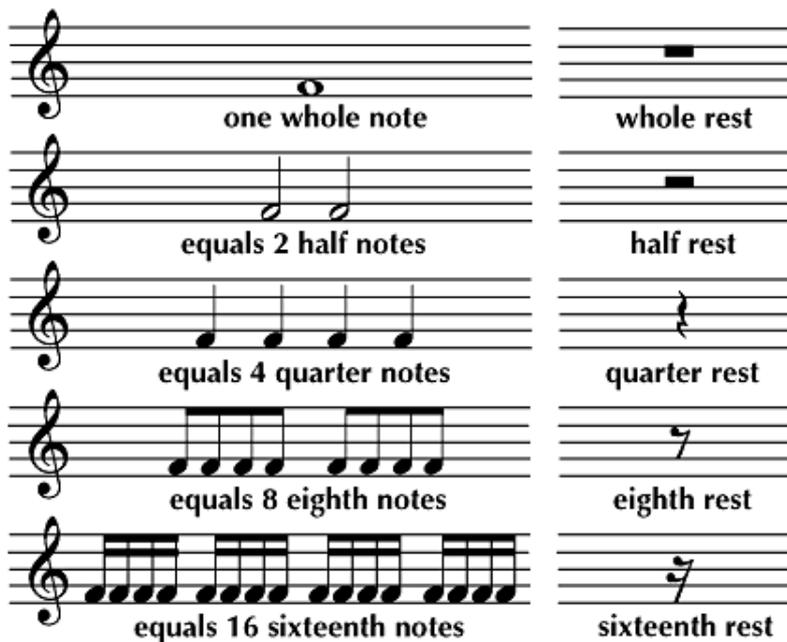


Figura C.7 — Diferentes figuras que indican la duración de la nota, así como sus equivalencias. A la derecha se muestran los silencios equivalentes.

Cada uno de estos valores se coloca en el pentagrama entre unas líneas llamadas compases.

Los compases son fracciones que se colocan al principio del pentagrama y que dividen el tiempo de la pieza musical en partes iguales. El compás da las pautas y marcas del tiempo que se deben usar al interpretar rítmicamente la pieza musical.

Los compases se clasifican según su división en tres grupos: binarios, ternarios y cuaternarios. Se representan con una fracción, donde el número de arriba indica las partes en las que se divide el compás, y el número de abajo el valor de cada parte.

Ej.: $4/4$ = Se divide en cuatro partes. Cada parte vale una cuarta de la redonda, esto es, una negra; es decir, caben cuatro negras por compás.

Intensidad

La intensidad es la fuerza con la que se produce un sonido, y depende de la energía. La intensidad viene representada en una onda por la amplitud. La intensidad es la cualidad del sonido por la que se diferencia un sonido “forte” (fuerte como un disparo) de un sonido “piano” (suave como un gotear de agua). Hay signos de expresión que se refieren a la intensidad de sonidos o de frases: son los llamados matices. Hay otros que se refieren a la forma de ejecutarlos: son los que forman la dinámica o la articulación de la ejecución. Y hay otros que indican la velocidad del tema o del pasaje en el cual se encuentran: son las indicaciones de velocidad y el metrónomo. La figura C.8 muestra las dinámicas más utilizadas.

Timbre

El timbre es la cualidad que permite distinguir los diferentes instrumentos o voces a pesar de que estén produciendo sonidos con la misma altura, duración e intensidad. Los sonidos percibidos son complejos, es decir, son el resultado de un conjunto de sonidos simultáneos (tonos, sobretonos y armónicos), pero que se percibe como uno (sonido fundamental). El timbre depende de la cantidad de armónicos que tenga un sonido y de la intensidad de cada uno de ellos, a lo cual se lo denomina espectro. El timbre se representa por su forma de onda. Un sonido puro, como la frecuencia fundamental o cada sobretono, se representa con una onda sinusoidal; mientras que un sonido complejo es la suma de ondas sinusoidales puras. El espectro es una sucesión de barras verticales repartidas a lo largo de un eje de frecuencia, éstas representan a cada una de las ondas sinusoidales correspondientes a cada sobretono, y su altura indica la cantidad que aporta cada una al sonido resultante. La figura C.9 muestra la forma de onda característica de diferentes instrumentos reproduciendo la misma nota.

- pp*** **Pianissimo**
Very soft. Usually the softest indication in a piece of music.
- p*** **Piano**
Soft. Usually the most often used indication.
- mp*** **Mezzo-piano**
Literally, half as soft as *piano*.
- mf*** **Mezzo-forte**
Similarly, half as loud as *forte*. More commonly used than *mezzo-piano*.
- f*** **Forte**
Loud. Used as often as *piano* to indicate contrast.
- ff*** **Fortissimo**
Very loud. Usually the loudest indication in a piece.
- sfz*** **Sforzando**
Literally "forced", denotes an abrupt, fierce accent on a single sound or chord.
- <** **Crescendo**
A gradual increase in volume.
Can be extended under many notes to indicate that the volume steadily increases during the passage.
- >** **Decrescendo**
A gradual decrease in volume. Can be extended in the same manner as *crescendo*.

Figura C.8 — Diferentes dinámicas musicales.

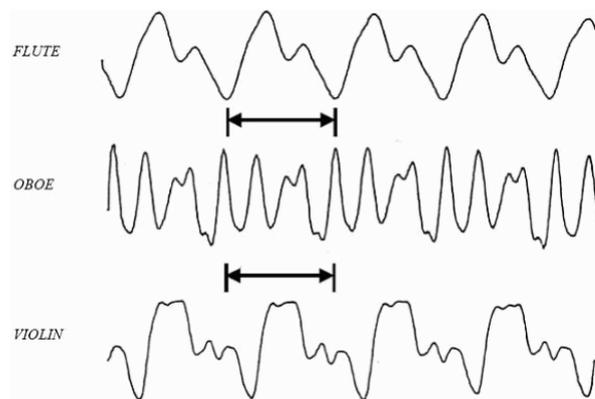


Figura C.9 — Forma de onda característica de diferentes instrumentos ejecutando un La4.

2.2. Atributos perceptivos de los sonidos simultáneos

El objetivo de esta sección es demostrar que los atributos consonantes y disonantes, en un contexto musical, no son arbitrarios. Se exponen los motivos por los cuales ciertas combinaciones frecuenciales, según sus componentes armónicas, producen sonidos que se van a percibir como

agradables (consonantes), o desagradables (disonantes).

A continuación se tratarán los fenómenos perceptivos que ocurren como resultado de dos sonidos simultáneos.

Batimiento y aspereza

Si dos sonidos simultáneos tienen frecuencias iguales, éstos se fusionan en un sonido, cuya intensidad depende de la relación de fase entre los dos sonidos simultáneos. El batimiento es un fenómeno acústico que se genera al interferirse entre sí dos sonidos simultáneos con frecuencias ligeramente distintas. Si los dos sonidos simultáneos difieren en sus frecuencias, el resultado es una señal con amplitud periódica y variaciones de frecuencia. Las variaciones de amplitud pueden ser considerables y resultar en una intensidad fluctuante y sonoridad percibida. Estas fluctuaciones de sonoridad son denominadas batimientos. La frecuencia de batimiento es igual a la mitad de la diferencia de las frecuencias de las dos ondas originarias:

$$f_{bat} = \frac{|f_1 - f_2|}{2} \quad (C.1)$$

Existen dos tipos de batimientos. El batimiento lento (o simplemente batimiento), es aquel que se produce cuando las frecuencias de las ondas son muy cercanas. Produce una fluctuación periódica en la intensidad del sonido (trémolo). El segundo tipo es el batimiento rápido (o aspereza), el cual se produce cuando la frecuencia del batimiento está por encima del rango audible (20 Hz). Produce un nuevo sonido de esa misma frecuencia y baja intensidad. Cuando la diferencia de frecuencia es mayor de 20 Hz, el oído ya no es capaz de seguir las rápidas fluctuaciones individualmente. En lugar de la sensación de sonoridad fluctuante, hay una especie de pulsación llamada aspereza. Un ejemplo familiar de batimiento es el que producen dos cuerdas de guitarra de frecuencias parecidas, efecto utilizado habitualmente para afinarlas. En la figura C.10 se muestra el ancho de banda crítico de dos sonidos simultáneos. El ancho de banda crítico es el rango de frecuencias que se interfieren. También se aprecian las zonas de batimiento y aspereza.

Si se observa la figura C.11, en la parte superior se muestran dos ondas de frecuencias similares, f_1 y f_2 . Al sumarlas, como se observa en la parte inferior, la onda resultante se dobla en los puntos donde las ondas estaban en fase, y llega a cancelarse cuando dicha fase es opuesta. Matemáticamente las ecuaciones de las ondas son:

$$\begin{aligned} y_1 &= \sin(2\pi f_1 t) \\ y_2 &= \sin(2\pi f_2 t) \end{aligned} \quad (C.2)$$

La suma de las dos ondas da como resultado:

$$y_1 + y_2 = 2 \cos(2\pi \frac{f_1 - f_2}{2} t) \sin(2\pi \frac{f_1 + f_2}{2} t) \quad (C.3)$$

En la práctica musical, los batimientos pueden ocurrir cuando hay armónicos que no coinciden al tener intervalos consonantes desafinados. Si las frecuencias fundamentales de los sonidos de una octava o quinta difieren en algo de la relación teórica (1:2, 2:3), entonces, la frecuencia de sus armónicos también difiere, causando batimientos. Estos batimientos juegan un rol muy importante en el proceso de afinación de los instrumentos. Los batimientos son más fuertes cuando la frecuencia de separación es de 1/2 tono. A separaciones menores, el oído apenas distingue los batidos.

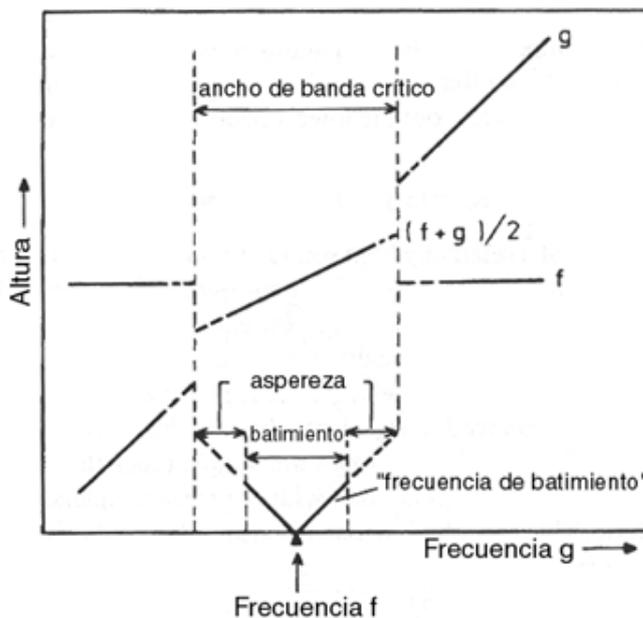


Figura C.10 — La figura muestra el ancho de banda crítico en que dos sonidos simultáneos producen batimiento o aspereza.

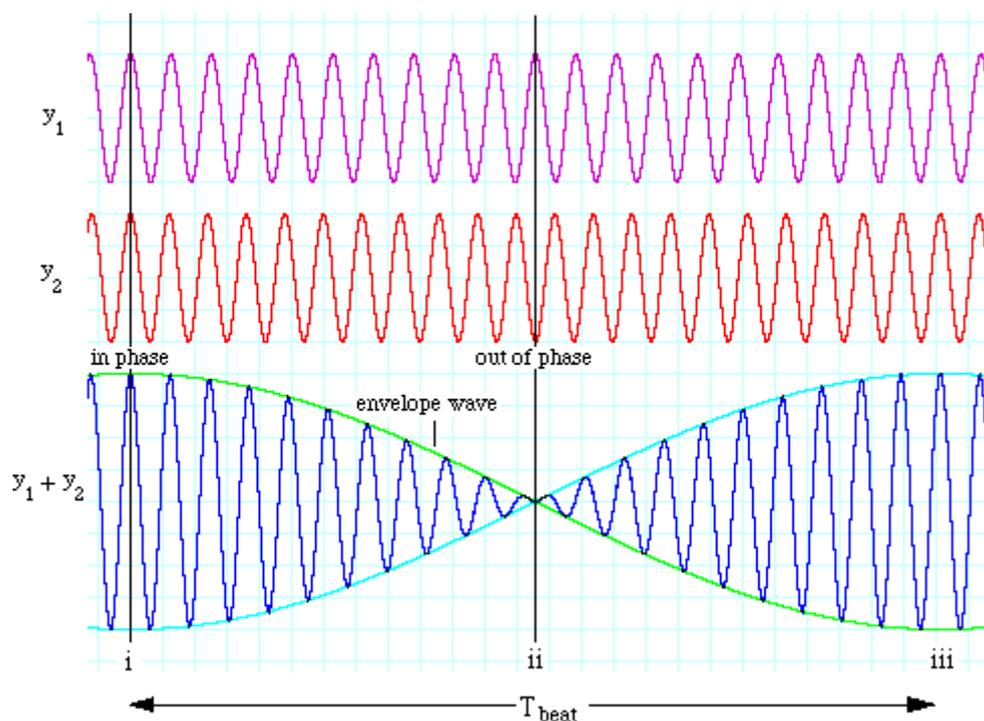


Figura C.11 — En la parte superior, dos ondas de frecuencias similares, f_1 y f_2 . En la parte inferior, la onda resultante de la suma se dobla en los puntos donde las ondas estaban en fase, y llega a cancelarse cuando dicha fase es opuesta.

Consonancia y disonancia

El resultado de varios sonidos simultáneos puede ser agradable o desagradable. El sonido agradable se llama consonante y el desagradable o áspero, disonante. Los términos consonancia y disonancia se han usado en sentido perceptivo o sensorial. Este aspecto se llama consonancia tonal o consonancia sensorial, lo cual debe distinguirse del concepto de consonancia en una situación musical.

La consonancia perceptiva de un intervalo para dos sonidos simples depende directamente de la diferencia de frecuencia entre los sonidos, y no de la relación de frecuencia (o intervalo musical). Si la diferencia de frecuencia es muy pequeña o grande (más que el ancho de banda, sin que los sonidos interfieran unos con otros), ambos sonidos juntos suenan consonantes. La disonancia ocurre si la separación de frecuencia es menor que un ancho de banda crítico (ver figura C.12).

El intervalo más disonante ocurre con una separación de frecuencia de alrededor de un cuarto del ancho de banda crítica: alrededor de 20 Hz en secciones de frecuencia grave, alrededor de 4% (algo menos de un semitono) en las regiones más agudas (ver figura C.13). La separación de frecuencia de la tercera menor (5:6, 20%), tercera mayor (4:5, 25%), cuarta (3:4, 33%), quinta

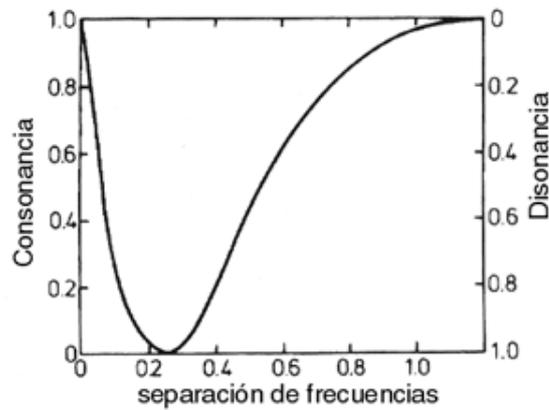


Figura C.12 — La figura muestra el grado de disonancia obtenida por la separación en frecuencia de dos sonidos simples.

(2:3, 50%), etc., es generalmente suficiente para dar una combinación consonante de sonidos simples. Sin embargo, si las frecuencias son graves, la separación de frecuencias de terceras (y eventualmente también quintas) es menor al ancho de banda crítico; de forma que estos intervalos causan batimiento disonante. Por esta razón, estos intervalos consonantes no son usados en el registro de bajo en las composiciones musicales.

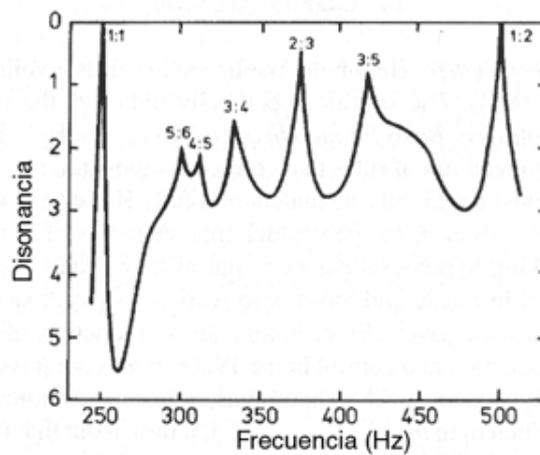


Figura C.13 — Creación de la escala mayor a partir de la nota fundamental Do.

3. Teoría de la composición musical

Esta sección expone los elementos necesarios para realizar una composición musical. Se describen conceptos musicales tales como tempo, compás, escala, ritmo, melodía, armonía, etc. Y se establece la base que permite crear una composición musical consonante. La teoría musical es un campo de estudio que involucra la investigación de los diversos elementos de la música, entre ellos el desarrollo y la metodología para analizar, escuchar, comprender y componer música.

3.1. Definición de música

La música (del griego *musiké [téjne]*, “el arte de las musas”) es el arte de organizar sensible y lógicamente una combinación coherente de sonidos y silencios. Para ello, se utilizan los principios fundamentales de la melodía, la armonía y el ritmo mediante la intervención de complejos procesos psicoanímicos. La música, como toda manifestación artística, es un producto cultural. El fin de este arte es suscitar una experiencia estética en el oyente y expresar sentimientos, circunstancias, pensamientos o ideas. La música es un estímulo que afecta el campo perceptual del individuo, así, el flujo sonoro puede cumplir con variadas funciones (entretenimiento, comunicación, ambientación, etc.). Es un arte libre, donde se representan los sentimientos con sonidos bajo diferentes sistemas de composición. Cada sistema de composición va a determinar un estilo diferente dentro de la música.

3.2. Principios organizativos musicales

La organización coherente de los sonidos y los silencios (según una forma de percepción) ofrece los principios fundamentales de la música: la melodía, la armonía y el ritmo. La manera en la que se definen y aplican estos principios varía de una cultura a otra (también hay variaciones temporales).

Melodía

La melodía es una sucesión coherente de sonidos y silencios que se desenvuelve en una secuencia lineal (concepción horizontal), y tiene una identidad y significado propio dentro de un entorno sonoro particular. También los silencios forman parte de la estructura de la melodía poniendo pausas al “discurso melódico”. La melodía parte de una base conceptualmente horizontal, con eventos sucesivos en el tiempo y no vertical, como sería en un acorde donde los sonidos son simultáneos. Sin embargo, dicha sucesión puede contener cierto tipo de cambios, y aún ser percibida como una sola entidad. Concretamente, incluye cambios de alturas y duraciones, y

en general, incluye patrones interactivos de cambio y calidad. En la figura C.14 se muestra la notación musical de una melodía tradicional.

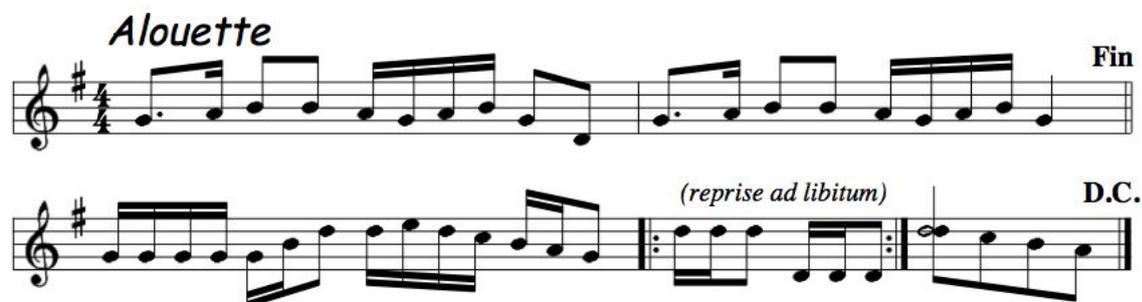


Figura C.14 — Notación musical de una melodía tradicional.

La melodía es a la música lo que la oración es a la comunicación. Un conjunto de palabras puestas al azar no buscan un significado y una coherencia, no dicen ni expresan una oración. La melodía es el arreglo significativo y coherente de una serie de notas, este arreglo (en la música tonal) se realiza según la tonalidad en la cual se diseña la melodía. La melodía también puede tener un significado emocional, es difícil señalar cómo se produce ese sentimiento: combinaciones de ritmos, alturas de los sonidos, cadencias, velocidad y otros elementos técnicos que pueden ser analizados en las melodías mismas pero no expresados en la definición. El resultado es como una frase bien construida semántica y gramaticalmente.

Armonía

La armonía, en la terminología musical, es el arte de combinar varios sonidos simultáneamente. Formando grupos de sonidos o acordes (tres o más sonidos ejecutados simultáneamente) que se suceden e interrelacionan de acuerdo a determinadas normas (que dependen del sistema armónico elegido). Es, además, un sistema musical basado en la organización y coordinación entre sí de sonidos simultáneos, tanto desde los puntos de vista vertical como horizontal. Se manifiesta en la estructura de los acordes y las relaciones entre éstos.

Tradicionalmente, la armonía funciona como acompañamiento y/o armazón de las melodías, y/o como una base sobre la que se desarrollan distintas melodías simultáneas. Melodía y armonía están totalmente interrelacionadas. La melodía es una sucesión expresiva en el tiempo de sonidos pertenecientes a acordes armónicos. Estos, son enriquecidos con otros sonidos que adornan, suavizan y producen efectos expresivos, complementando a los sonidos de la melodía.

Ritmo

El ritmo se refiere a la pauta de repetición a intervalos regulares y, en ciertas ocasiones, irregulares de sonidos (fuertes o débiles) y silencios en una composición. El ritmo es una característica básica de otras artes, como la poesía y la danza.

Los conceptos que abarca el ritmo musical son el compás y el tiempo o tempo.

Compás El compás es la subdivisión del tiempo, usando un numerador (que indica la cantidad de notas que entran) y un denominador que indica la calidad, es decir, si es negra, corchea, etc. A los tiempos de un compás se les atribuye ciertas intensidades. Los pulsos de un compás de 4/4 tienen las intensidades: fuerte-débil-semifuerte-débil. Esto también puede conferir matices a la melodía creada, de manera que se puede hacer que una parte importante o fundamental que se quiera llegar a comunicar, caiga en un pulso fuerte. Que una nota caiga en un tiempo fuerte quiere decir que tiene más estabilidad.

Tiempo o tempo El tiempo o tempo es una constante que se mantiene y que hace que el ritmo o cualquier otra parte de la música se mantenga. En la figura C.15 se muestra la notación musical de una melodía tradicional.

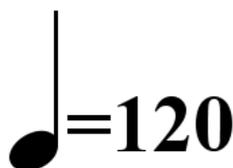


Figura C.15 — Notación musical del tiempo o tempo en una partitura. La figura indica que deben haber 120 pulsaciones de la figura expresada.

3.3. Notas musicales

En la música occidental se utilizan doce sonidos: siete sonidos naturales y cinco alterados. Esas son las notas musicales. Una vez que se llega a los doce sonidos, se vuelven a repetir en el mismo orden, a lo largo del registro de cada instrumento musical. Cada una de estas repeticiones de doce sonidos se llama octava.

Notas naturales: Do - Re - Mi - Fa - Sol - La - Si

Notas alteradas: Do \sharp /Re \flat - Re \sharp /Mi \flat - Fa \sharp /Sol \flat - Sol \sharp /La \flat - La \sharp /Si \flat

3.4. Tonos y semitonos

Un intervalo es la distancia entre dos notas. Los intervalos usan una métrica basada en tonos y semitonos. El semitono es la menor distancia, la mitad de un tono. El tono es igual a dos semitonos. En la música oriental hay distancias menores al semitono, como el cuarto de tono por ejemplo. Todos los sonidos naturales están separados entre sí por un tono, excepto Mi - Fa, y Si - Do, que lo están por un semitono.

3.5. Escalas, afinación y temperamento

El sonido, para convertirse en música, debe partir de un orden. Un bote de pintura no puede ser nunca un cuadro, de la misma manera, un sonido sin más, no puede ser nunca una obra musical. El sonido, entonces, ha de ser ordenado. A esta ordenación, en Occidente, se le llama escala musical. Esta ordenación ha sido fruto de un largo proceso. Desde la elección de un sonido base, a partir del cual construir el resto, a la determinación del intervalo que hay entre una nota y la siguiente. Así, una escala es una serie de notas ordenadas de forma ascendente o descendente, a la primera de las notas se la llama tónica.

La escala es un grupo de notas que siguen el orden natural de los sonidos (Do - Re - Mi - Fa - Sol - La - Si). La mayoría utiliza siete notas más la repetición de la primera, que sería la octava. Como hay varios tipos de escalas, cada una tiene un patrón de tono y semitono que la caracteriza. En la construcción de una escala no pueden faltar notas, ni haber notas repetidas. Básicamente, hay dos que son las más importantes: escalas mayores y escalas menores.

Cada grado de la escala tiene un nombre, pero hay tres que son los más importantes: tónica, subdominante y dominante. Son el primero, el cuarto y el quinto grado, y son los más importantes por las diferentes funciones armónicas que cumplen. Por lo general, el resto recibe el número que le corresponde: segundo grado, tercer grado, etc.

Estas son las escalas musicales que han ido surgiendo a lo largo de la historia.

La escala diatónica

Como mínimo desde la Edad Media las escalas que se han utilizado son las escalas diatónicas, que se pueden simbolizar con las teclas blancas del piano. Estas escalas tienen dos intervalos diferentes: el semitono (en las teclas blancas, mi-fa y si-do) y tonos completos (entre las otras parejas de notas adyacentes). Tienen siete notas por octava (la octava nota de esta serie es simplemente la repetición de la primera, pero situada una octava más arriba). En la figura C.16 se muestra la escala diatónica.



Figura C.16 — La escala diatónica de Do.

La escala cromática

A finales del siglo XIX, y dado el hecho del uso cada vez más frecuente de los sostenidos y los bemoles, la música occidental comenzó a basarse no en la escala diatónica, sino en la cromática: 12 notas en una octava, separadas por un semitono. En la figura C.17 se muestra la escala cromática.



Figura C.17 — La escala diatónica de Do.

La escala temperada

Los problemas de afinación en instrumentos con intervalos fijos (piano, guitarra, etc.), hizo construir una escala en la que el intervalo entre dos notas consecutivas fuese siempre el mismo. Esta es la escala temperada, que consta también de doce notas, como la cromática; pero la relación de la frecuencia de una nota y la anterior es siempre igual a $\sqrt[12]{2}$. Se obtiene una escala promediada que vuelve a la tónica una octava más alta, con doble frecuencia tras pasar por las doce de la escala. En la escala temperada, los múltiplos perfectos de frecuencias se pierden y las armonías no son tan redondas, pero se simplifica enormemente la tarea de afinación de instrumentos musicales.

En 1939 se fijó la frecuencia de una nota de referencia, a partir de la cual poder deducir todas las otras. La nota y frecuencia escogidas fueron el La₄ a 440 Hz. A esta nota se le llama tono de referencia o tono de cámara. La tabla C.1 muestra a relación de frecuencias necesarias para obtener las notas de la escala temperada de 12 sonidos.

Escalas mayores

La primera de las escalas mayores es la que toma como nota fundamental la nota Do. Si se sigue el orden natural de los sonidos comenzando por dicha nota, se obtiene exactamente un patrón de tono y semitono para la construcción de cualquier escala mayor, sea cual sea su nota

Intervalo	Nota	Origen numérico
unísono	Do	1:1
segunda menor	Re \flat	16:15
unísono aumentado	Do \sharp	37:211
segunda mayor	Re	9:8
tercera menor	Mi \flat	6:5
segunda aumentada	Re \sharp	6:5
tercera mayor	Mi	5:4
cuarta justa	Fa	4:3
quinta disminuida	Sol \flat	45:32
cuarta aumentada	Fa \sharp	64:45
quinta justa	Sol	3:2
sexta menor	La \flat	8:5
quinta aumentada	Sol \sharp	8:5
sexta mayor	La	5:3
séptima menor	Si \flat	7:4
sexta aumentada	La \sharp	9:5
séptima mayor	Si	15:8
octava	Do	2:1

Tabla C.1 — La tabla muestra la relación de frecuencias necesarias para obtener las notas de la escala temperada de 12 sonidos.

fundamental. Las escalas mayores tienen el siguiente orden de tonos y semitonos: 1T - 1T - 1/2T - 1T - 1T - 1T - 1/2T (1T: tono; 1/2T: semitono). La figura C.16 muestra la formación de la escala mayor de Do, como nota fundamental.

Para construir cualquier otra escala mayor, hay que alterar las nota necesarias (con sostenidos o bemoles) para seguir respetando su estructura.

Escalas menores

Hay tres tipos de escalas menores: escala menor natural o antigua, menor armónica y menor melódica. El proceso de construcción es igual al de las escalas mayores: se escriben las ocho notas, si es necesario se corrigen los tonos y semitonos según los patrones de cada escala, y si hay que agregar alteraciones se colocan en la nota de la derecha de las dos que forman la distancia incorrecta.

Dentro de las escalas menores existen básicamente tres, porque no hay ni equilibrio sonoro ni armónico encontrado en una sola. La escala menor armónica y la menor melódica son escalas artificiales, porque siempre son alteradas en alguno de sus grados. No existen escalas menores armónicas o melódicas con notas naturales solamente.

Los patrones para las diferentes escalas menores son:

Escala menor natural o antigua 1T - 1/2T - 1T - 1T - 1/2T - 1T - 1T

Escala menor armónica 1T - 1/2T - 1T - 1T - 1/2T - 1+1/2T - 1/2T

Escala menor melódica Tiene la característica de subir con una estructura y de bajar con otra. Patrón de tono y semitono para la escala menor melódica al subir: 1T - 1/2T - 1T - 1T - 1T - 1T - 1/2T. Patrón de tono y semitono para la escala menor melódica al bajar: 1T - 1T - 1/2T - 1T - 1T - 1/2T - 1T

3.6. Intervalos

Un intervalo es la distancia entre dos sonidos. Para analizar cualquier intervalo, hay que colocar primero el número que corresponde a la distancia entre las notas, y luego la clasificación, que sale de la suma de tonos y semitonos de esa distancia. Saber cuál es el intervalo es sencillo. Sólo hay que contar la cantidad de notas que hay entre la primera y la segunda de dicho intervalo. Los intervalos pueden ser: mayores, menores, justos, aumentados, disminuidos, supraumentados o subdisminuidos. Para poder clasificar correctamente un intervalo, se debe conocer tanto la distancia entre notas como la distancia de tonos. La tabla C.2 muestra los diferentes rangos de frecuencia que abarca cada octava musical

Intervalo	Distancia
segunda menor	1/2 tono
segunda mayor	1 tono
tercera menor	1 tono y 1/2
tercera mayor	2 tonos
cuarta justa	2 tonos y 1/2
cuarta aumentada	3 tonos
quinta disminuída	3 tonos
quinta justa	3 tonos y 1/2
quinta aumentada	4 tonos
sexta menor	4 tonos
sexta mayor	4 tonos y 1/2
séptima menor	5 tonos
séptima mayor	5 tonos y 1/2
octava justa	6 tonos

Tabla C.2 — La tabla muestra las distancias tonales de los intervalos.

3.7. Acordes

Se llama acorde a un grupo de notas tocadas simultáneamente. Pueden estar formados por tres o más notas. Hay varios tipos de acordes. Cada uno está formado por intervalos diferentes,

que son los que van a determinar la clase de acorde. Los acordes son la base armónica de los temas. Estudiando acordes y arpeggios, se pueden empezar a usar aplicados a pequeños arreglos simples. En la figura C.18 se muestra la notación típica de un acorde de triada.



Figura C.18 — Notación de un acorde de triada.

Los acordes triada

Son acordes de tres sonidos, separados por intervalos de terceras. Hay cuatro tipos de tríadas:

- MAYOR: formada por una tercera mayor y una quinta justa (los intervalos se toman en relación a la tónica).
- MENOR: formada por una tercera menor y una quinta justa.
- AUMENTADA: formada por una tercera mayor y una quinta aumentada.
- DISMINUÍDA: formada por una tercera menor y una quinta disminuida.

3.8. Movimientos armónicos

El movimiento armónico es el grupo de tríadas o acordes con séptima que se construye sobre cada nota de una escala, respetando sus alteraciones. Se obtienen varias estructuras de acordes que tendrán diferentes sonoridades. Se pueden construir los acordes o el movimiento armónico sobre cualquier escala, sea mayor o menor, o sobre cualquiera de los modos griegos. Las tres funciones más importantes son la tónica (I grado), el subdominante (IV grado) y el dominante (V grado). Son los tres grados que tienen función armónica.

El movimiento armónico mayor es el que se construye sobre cualquiera de las escalas mayores. Como todas las escalas mayores siguen un mismo patrón de tonos y semitonos, las estructuras de cada uno de los acordes se van a repetir en los mismos grados de cada una de las escalas mayores.

Sólo existe una posibilidad de armar un movimiento armónico mayor, porque hay una sola escala mayor. Y tres posibilidades de armar un movimiento armónico menor, porque existen tres tipos de escala menor: la natural o antigua, la armónica y la melódica. La tabla C.3 muestra los diferentes modos que forman los siete acordes diatónicos.

Grado	Cifrado	Modo griego	Escala	Acorde
I GRADO	IMaj7	JÓNICO	MAYOR	mayor con 7ma. mayor
II GRADO	IIIm7	DÓRICO	modo menor	menor con 7ma. menor
III GRADO	IIIIm7	FRIGIO	modo menor	menor con 7ma. menor
IV GRADO	IVMaj7	LIDIO	modo mayor	mayor con 7ma. mayor
V GRADO	V7	MIXOLIDIO	modo mayor	mayor con 7ma. menor
VI GRADO	VIIm7	EÓLICO	MENOR NATURAL	menor con 7ma. menor
VII GRADO	VIIIm7(b5)	LOCRIO	modo menor	medio disminuido

Tabla C.3 — De los siete acordes diatónicos la tabla muestra la relación entre los grados de la escala, su cifrado, el nombre del modo griego y la especie de escala y acorde.

Según sea su función tonal, los acordes tienden en mayor o menor grado a moverse hacia otros acordes de distinta función tonal. Existen tres tipos de funciones, a las que se asocian los acordes que se utilizan en una composición musical. Los acordes pueden ser, según su función, de:

- Tónica : I, III
- Subdominante : II, IV, VI
- Dominante : V, VII

Acordes de tónica

Los acordes de tónica, sobre todo I, son los más estables y no tienen una tendencia a moverse hacia ningún otro acorde, su movimiento armónico es completamente libre y no viene marcado por una tendencia armónica determinada.

Acordes de subdominante

Los acordes de subdominante son semiestables y tienden por igual a resolver sobre tónica o hacia un acorde de dominante que es más inestable.

Acordes de dominante

Los acordes de dominante tienen una marcada tendencia a resolver sobre tónica.

3.9. Composición musical

La estructura básica de una composición musical se compone de una sucesión de acordes que se usan frecuentemente y están formados, en general, por cuatro acordes de igual duración y de ritmo armónico; fuerte - débil - semifuerte - débil. El patrón más frecuente y totalmente

diatónico (sólo usa las notas definidas por la escala en la se encuentra la composición musical) es el patrón: IMaj7 - VI-7 - II-7 - V7/I (en su forma de acorde de cuatriada). Las funciones de este patrón son la de Tónica - Subdominante - Subdominante - Dominante.

Parece que esta estructura pudiera llegar a restringir demasiado la composición musical, pero si bien no hay demasiadas opciones a la hora de elegir funciones dentro de modos, las opciones se presentan al recordar que las funciones se construyen en base a una nota fundamental y que hay varias posibles elecciones para estas.

Por ejemplo, si el primer tiempo del compás ha de tener una función tónica, y de estas sólo hay los tipos I y III, en una escala mayor, que es el otro parámetro, con una nota Do la función I corresponde a un Do y la III a un Mím (Mi menor). Por otra parte se sabe que las funciones II, III y VI son menores, la VII es disminuida y las I, IV y V son mayores.

La determinación de las funciones permite obtener las notas que se van a utilizar en la melodía. Este esquema de T-SD-SD-D se repite en las canciones habitualmente, encadenando estas funciones en este orden. Que las canciones varíen significa que las tónicas parten de diferentes notas fundamentales. Por ejemplo, no utilizar este orden de funciones puede ser el motivo de que una melodía, cuando ha terminado, provoque la sensación de que falte una nota o que se debería tocar algo más para concluirla.

4. Electrocardiograma (ECG) normal de segunda derivación (D2)

Esta sección describe la morfología de lo que se considera un ECG de D2 normal. Se entiende por normal el hecho de ser un registro no patológico del sujeto monitorizado. Es decir, el registro de la D2 del ECG no hace pensar que el corazón estudiado sufra algún tipo de anomalía o enfermedad. Para ofrecer un estudio detallado del comportamiento de la D2 de un ECG, se han tomado como referencia diferentes estudios de electrocardiografía que estudian la forma de onda representada en el registro de un ECG y su morfología de normalidad [Bayés, 1980], [Gallo, 2005] y [Salazar, 1987].

De las referencias citadas, se ha extraído un patrón de normalidad para las señales ECG de la D2. El patrón tiene en cuenta variables básicas como son la frecuencia cardíaca, la amplitud, la duración y el tiempo de segmento de las diferentes ondas que forman un patrón ECG. En la figura C.19 se muestra el trazado típico de un ECG de D2. Consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. La pequeña onda U normalmente es invisible.

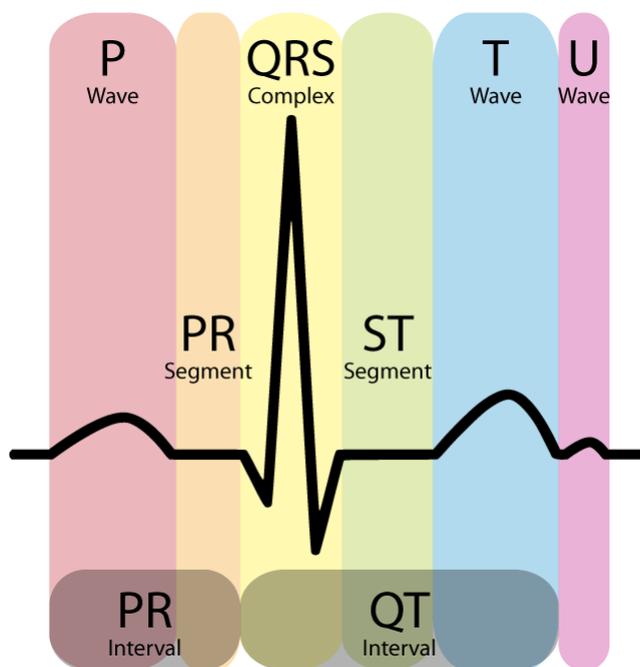


Figura C.19 — Trazado típico de una señal ECG en D2. Se observan las diferentes ondas que la constituyen: P, Q, R, S, T y U.

Para empezar, se realizará una descripción del patrón considerado normal y las posibles patologías que se inferen de la D2 de un ECG. Esto será útil para definir las condiciones de alarma que se introducirán en el método de musicalización de D2, que será la última sección de este apéndice. También se indican las simplificaciones que se han tomado para realizar el método

de musicalización.

4.1. Frecuencia cardíaca

El ritmo cardíaco es comandado por una estructura especializada llamada nódulo sinusal, desde allí parte un impulso eléctrico que estimula la contracción de las aurículas. Este impulso eléctrico alcanza luego el nódulo auriculoventricular y se propaga por las ramas derecha e izquierda del haz de His, para provocar la contracción ventricular.

Cuando el ritmo cardíaco está anormalmente acelerado (por encima de 100 latidos por minuto), con el paciente en reposo, se habla de taquicardia. Por el contrario, un ritmo cardíaco de menos de 60 latidos por minuto, constituye una bradicardia. Ni la taquicardia ni la bradicardia constituyen enfermedades por sí mismas, sino que son signos clínicos de alguna patología cardíaca subyacente. Algunas de las causas más frecuentes de taquicardia son el abuso de estimulantes, ciertos medicamentos que aceleran la frecuencia cardíaca, sobredosis de algunas drogas, etc. Entre las causas más frecuentes de bradicardia se encuentran los trastornos de la conducción, también llamados “bloqueos cardíacos”.

Clasificación de los trastornos de la frecuencia cardíaca

- Arritmia: toda irregularidad en el ritmo natural del corazón.
- Bradicardia: pulso muy lento, bajo 60 latidos por minuto.
- Taquicardia: pulso muy rápido, sobre 100 latidos por minuto.
- Fibrilación: latidos rápidos no coordinados, son contracciones de fibras musculares cardíacas individuales.

4.2. Onda P

Morfología de la onda P

La onda P es la señal eléctrica que corresponde a la contracción auricular.

- La onda P debe ser positiva.
- La amplitud de la onda P oscila entre $[0.05,0.25]$ mV, tomando 0.15 mV como valor medio.
- La duración de la onda P oscila entre $[0.07,0.11]$ seg, tomando 0.09 s como valor medio.
- El tiempo entre el pico de la onda P y el pico de la onda R que se toma como referencia oscila entre $[0.115,0.182]$ s, tomado 0.152 s como valor medio.

Patologías de la onda P

Patologías asociadas a la onda P:

1. En ausencia de P: fibrilación auricular y extrasístoles ventriculares (si la ausencia es esporádica); pudiera estar también superpuesta a QRS o a la onda T (caso de los bloqueos auriculoventriculares de tercer grado).
2. En que es muy alta: hipertrofia auricular.
3. En que es muy ancha: dilatación auricular. Si es alta y ancha simultáneamente: hipertrofia más dilatación auricular.
4. Aspecto inusitado, atípico: flutter auricular.
5. En que no precede a QRS: trastornos en el ritmo cardíaco. Sustitución del ritmo sinusal normal por un ritmo ectópico: ritmo idioventricular.
6. En que existen varias ondas P por cada complejo ventricular: bloqueos AV de segundo y tercer grados.

4.3. Intervalo P-R

Morfología del intervalo P-R

El intervalo P-R se mide desde el comienzo de la onda P, al comienzo del complejo QRS (principio de Q o de R).

- La duración del intervalo P-R oscila entre $[0.12,0.2]$ s, tomando 0.16 s como valor medio.

Patologías del intervalo P-R

Patologías asociadas al intervalo P-R:

1. Si la duración de P-R se prolonga por encima de 0.20 s se refiere al bloqueo auriculoventricular de primer grado.
2. Puede decirse que el espacio P-R se acorta en las siguientes eventualidades:
 - Ritmo de la unión, sobre todo en sus modalidades altas.
 - Extrasístoles de la unión.
 - Síndrome de Wolff-Parkinson-White.
 - Síndrome de Lown-Ganong-White.

4.4. Onda QRS

Morfología del complejo QRS

El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo, la cual es mucho más potente que la de las aurículas y afecta a más masa muscular, produciendo así una mayor deflexión en el ECG.

- La onda Q debe ser negativa.
- La onda R debe ser positiva.
- La onda S debe ser negativa.
- La amplitud de la onda Q oscila entre $[-R/4$ (sin pasar de -0.2), $-0.001]$ mV, tomando 0.25625 mV como valor medio.
- La amplitud de la onda R oscila entre $[0.05, 2]$ mV, tomando 1.025 mV como valor medio.
- La amplitud de la onda S oscila entre $[-R/3$ (sin pasar de -0.3), $-0.001]$ mV, tomando 0.34167 mV como valor medio.
- La duración de la onda Q toma 0.018 s como valor medio.
- La duración de la onda R toma 0.038 s como valor medio.
- La duración de la onda S toma 0.024 s como valor medio.
- La duración del complejo QRS oscila entre $[0.06, 0.1]$ s, tomando 0.08 s como valor medio.
- El tiempo entre el pico de la onda Q y el pico de la onda R que se toma como referencia oscila entre $[0.01, 0.045]$ s, tomado 0.0275 s como valor medio.
- El tiempo entre el pico de la onda S y el pico de la onda R que se toma como referencia oscila entre $[0.01, 0.045]$ s, tomado 0.0275 s como valor medio.
- El tiempo de la deflexión intrasecoide (TDI), que se mide entre el principio de Q y el vértice de R, oscila entre $[0.03, 0.044]$ s, tomado 0.037 s como valor medio.

Patologías del complejo QRS

Patologías asociadas al complejo QRS:

1. Hipertrofias ventriculares (duración del complejo QRS entre 0.1 y 0.12 s).

2. Bloqueos incompletos de rama (duración del complejo QRS entre 0.12 y 0.14 s).
3. Bloqueo completo de rama (duración del complejo QRS mayor que 0.14 s).
4. La disminución del voltaje de QRS se asocia con enfermedades en las que el músculo cardíaco ve mermados sus potenciales a causa de la muerte del tejido (infarto miocárdico), por infiltración acuosa (beri-beri cardíaco), o por edema intracelular (mixedema). Se inscriben también complejos QRS de bajo voltaje cuando el corazón está rodeado por una gruesa capa de grasa (obesos), de aire (lengüeta pulmonar en los enfisematosos) o de líquidos (derrame pericárdico o edema subcutáneo en el curso de síndromes hidropígenos asociados con enfermedades renales, cardíacas y hepáticas, o a desnutrición crónica).
5. Por otra parte, el voltaje de QRS aumenta cuando el grosor de las paredes ventriculares se incrementa (hipertrofias ventriculares); aumenta también en las extrasístoles ventriculares y en el ritmo idioventricular, así como en los bloqueos de rama, por razones que se explicarán en los capítulos correspondientes.

4.5. Segmento S-T

Morfología del segmento S-T

El segmento S-T se mide desde el punto J (que es la unión de la parte final de S) hasta el comienzo de la onda T.

- La duración del intervalo P-R oscila entre [0.1,0.15]s, tomando 0.125 s como valor medio.

4.6. Onda T

Morfología de la onda T

La onda T representa la repolarización de los ventrículos.

- La onda T debe ser positiva.
- La amplitud de la onda T oscila entre [R/5 (superando 0.5),R/3]mV.
- La duración de la onda T oscila entre [0.1,0.25]s, tomando 0.175 s como valor medio.
- El tiempo entre el pico de la onda T y el pico de la onda R que se toma como referencia oscila entre [0.18,0.331]s, tomado 0.2555 s como valor medio.

Patologías de la onda T

Patologías asociadas a la onda T:

1. Alteraciones en la morfología de esta onda puede expresar la presencia de isquemia de miocardio.

4.7. Intervalo Q-T

Morfología del intervalo Q-T

El intervalo Q-T se mide desde el principio de la onda Q hasta el final de la onda T.

- La duración del intervalo Q-T es menor de 0.36 s.

4.8. Onda U

Morfología de la onda U

Es una inscripción de pequeño voltaje y de significado incierto, que cuando aparece lo hace tras la onda T.

- La onda U presenta el mismo signo que la onda T.
- La amplitud de la onda U oscila entre $[0.001, R/9 \text{ (sin pasar de 0.2)}]$ mV.
- La duración de la onda U oscila entre $[0.02, 0.08]$ s, tomando 0.04 s como valor medio.
- El tiempo entre el pico de la onda U y el pico de la onda R que se toma como referencia oscila entre $[0.24, 0.496]$ s, tomado 0.368 s como valor medio.

5. Aplicación del método

Esta sección del apéndice expone el método de musicalización creado para la composición automática del fenómeno escogido para el apéndice. Se ha utilizado el electrocardiograma (ECG) como fenómeno monitorizado. La elección se fundamenta en que el ECG es una forma de onda muy estudiada y se espera que, en condiciones de normalidad, es decir, de salud del paciente, tenga unos puntos singulares P, Q, R, S, T y U dispuestos en unas regiones particulares del período. Variaciones en los puntos singulares P, Q, R, S, T y U pueden significar anomalías en el funcionamiento cardíaco del paciente. Un ECG es un registro gráfico de los potenciales eléctricos generados en el corazón durante el ciclo cardíaco. Debido a la disposición específica que guardan los electrodos en el cuerpo humano, un ECG es la composición de diferentes derivaciones. Cada derivación “mira” una parte específica del corazón desde diferentes ángulos. Para simplificar el método de composición únicamente se ha tenido en cuenta la segunda derivación (D2); ya que, como se indica en [Salazar, 1987] y [Gumà, 2007], se trata de una derivación muy útil para precisar el ritmo cardíaco, la posición del corazón, las medidas de las ondas, espacios y segmentos, y el diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias. Esto permite poder definir exactamente las condiciones de alarma para D2 y obtener un método de musicalización que transmita la información de una señal de este tipo.

En esta sección del apéndice se usará el patrón considerado normal de un ECG en su D2. El método de composición automática extrae esas variables de la señal ECG procesada y las compara con el patrón normal de la D2. De esta manera, se pueden introducir las alarmas del método. Primeramente se expondrán las simplificaciones y las adaptaciones que se han realizado sobre el método general de musicalización. Para finalizar, se detallará el método realizado aplicado a los ECG de D2.

5.1. Simplificaciones

El trabajo desarrollado para la transmisión de información ha obligado a adoptar simplificaciones. El interés radica en la realización de un sistema basado en el método general para demostrar la necesidad de la misma y no desarrollar una aplicación final del método general. Este apéndice describe las simplificaciones que se han determinado para garantizar la obtención de resultados. Las simplificaciones se han llevado a cabo en dos áreas: naturaleza de la señal ECG y tiempo real.

Naturaleza de la señal ECG

La señal ECG que se utiliza para la aplicación del método general, se ha simplificado en dos sentidos. En primer lugar, se ha utilizado sólo una derivación de las 12 básicas existentes que conforman un ECG completo. Con esta simplificación se ha omitido el uso real de la aplicación debido a la falta de información que esta simplificación causa. Tal y como apunta el Dr. Manuel Bonastre Thio [Bonastre, 2007], el uso de una única derivación imposibilita un diagnóstico en condiciones. Y en segundo lugar, no se ha utilizado una señal real de D2 de un ECG. Es decir, no se ha utilizado una señal ECG obtenida por un electrocardiógrafo real. Esta simplificación está motivada por la necesidad de un extractor de características para la obtención de las variables necesarias en la aplicación del método. Ya que el estudio y desarrollo de un extractor de características no resulta interesante para el método de musicalización, se ha optado por la utilización de un simulador de ECG para D2 que genere las señales deseadas. De esta manera, se obtiene una señal ECG de la que se conocen sus variables y a la que se puede realizar un procesamiento matemático.

Tiempo real

Existen varias aplicaciones del concepto tiempo real en el método realizado. El más evidente es la capacidad de procesar la señal de ECG con un retardo aceptable para la definición de tiempo real. Al usar una señal ECG artificial ya almacenada, esta restricción tiene poco sentido porque no se utiliza una señal generada en tiempo real. De igual manera, la extracción de características no se realiza al usar un simulador de ECG, por lo tanto, tampoco se pueden realizar medidas exactas del tiempo de proceso. Sí que se pueden hacer medidas sobre el tratamiento matemático al que se somete la señal ECG, pero sería incompleto y poco válido para una conclusión.

Además, existe el concepto de la reproducción en tiempo real de la composición musical realizada. Como el método no utiliza una señal ECG en tiempo real, se ha optado por una composición musical que no responde a los estímulos de la señal ECG en tiempo real. Con esto se quiere decir que la composición musical no está sincronizada con los eventos de la señal ECG utilizada. Una demostración es que de una señal ECG de 2 segundos con una frecuencia cardíaca de 60 pulsaciones por minuto se obtiene una composición musical de 32 segundos. Por lo tanto, como la composición musical no se sincroniza con los eventos del ECG se ha optado por ofrecer la composición musical resultado del método de composición, como un archivo MIDI [Peña, 2003] que permite la reproducción y la representación musical en partitura.

5.2. Descripción del método

En esta sección se detalla el proceso de composición creado para la musicalización de un ECG de D2.

5.3. Variables asignadas a características musicales

Las variables utilizadas para asignar a las características musicales básicas son:

- Duración
- Amplitud
- Retardo respecto el pico R

En la figura C.20 se observa como modela cada parámetro definido por el patrón, la forma de onda del ECG.

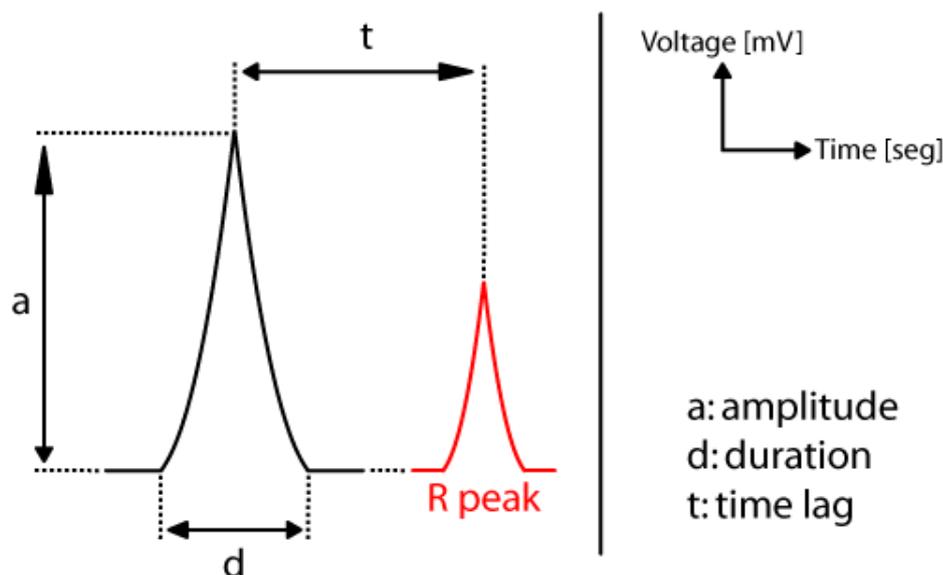


Figura C.20 — Morfología de una onda perteneciente a una señal ECG. (a) es la amplitud expresada en mV. (d) es la duración del pulso en segundos. Y (t) es el tiempo que separa la onda parametrizada y el pico R que se usa como referencia.

Compás

Se ha elegido un compás de 4/4 al ser el más habitual y de un uso más extensivo en la música occidental. Es un tipo de compás que ofrece una monotonía necesaria para el método. En relación con los ECG, se conoce que la forma de onda consta de cuatro partes bien diferenciadas, cuya alteración determina estados específicos del paciente. Así, si la onda básica se compone

de las ondas P, QRS, T y U, se puede hacer coincidir cada una con un tiempo de compás. De esta manera, se ha elegido una estructura de cuatro compases para cada patrón de ECG (ver figura C.21). El primer compás describe la onda P, el segundo el complejo QRS, el tercero la onda T y el cuarto la onda U. Al utilizar cuatro compases por patrón ECG se asegura una cadencia fácilmente identificable y un ritmo armónico resolutivo.

En conclusión, se utiliza un compás de 4/4 con un compás para cada parte diferenciada del ECG (P, QRS, T y U).

Tiempo o tempo

El tiempo o tempo está estrictamente relacionado con la variable de la frecuencia cardíaca. Al ser el rango de frecuencias cardíacas normales, un rango de tiempos o tempos totalmente utilizados en la composición musical, se ha utilizado una igualdad. Por ejemplo, a un ECG que tiene como variable de frecuencia cardíaca 72 latidos por minuto, el método de composición le asigna 72 pulsaciones de cuarto de compás a la composición final. Este es el motivo por el cual la señal ECG y la composición musical no están sincronizados. Se trata de un método de composición musical *offline* y, por lo tanto, no resuelve el problema de la composición en tiempo real.

Modo y escala

Siempre se utiliza el modo mayor en las composiciones generadas. Puesto que cada escala aporta un matiz a la melodía, se mantiene la elección de la escala mayor por ser la más neutra.

La escala mayor utilizada toma como variable la frecuencia fundamental extraída de la señal ECG procesada matemáticamente. Se ha aplicado una transformada rápida de Fourier (del inglés *Fast Fourier Transform*, (FFT)). Esta aplicación matemática devuelve el espectro en frecuencia de la señal ECG procesada. Se usa el armónico de mayor energía para determinar la frecuencia fundamental (cierto es, que no tiene porque ser la frecuencia fundamental la de mayor energía, pero se ha supuesto así). A partir de la frecuencia fundamental, se ha realizado un mapeo sobre todas las tonalidades posibles (12 en total).

Secuencia de acordes

Como se ha dicho, cada patrón utiliza en total cuatro compases. Por lo tanto, un patrón se corresponde a una secuencia armónica de cuatro acordes. La secuencia más frecuente y totalmente diatónica (sólo usa las notas definidas por la escala en la se encuentra la composición musical) es la secuencia: I - VI - II - V. Las funciones de este patrón son la de Tónica - Subdominante -

Subdominante - Dominante. Los acordes I y V son mayores, los VI y II son menores. La secuencia de acordes se relaciona con la señal ECG de igual manera que los compases, ya que se sitúa un acorde por compás, ocupando todo el tiempo de este. Por lo tanto, en el primer compás se configura un acorde de I para la onda P, en el segundo compás un acorde de VI para el complejo QRS, y en el tercer y cuarto compás un acorde de II y VI para las ondas T y U respectivamente. La figura C.21 muestra la secuencia de acordes sincronizada con las ondas del ECG.

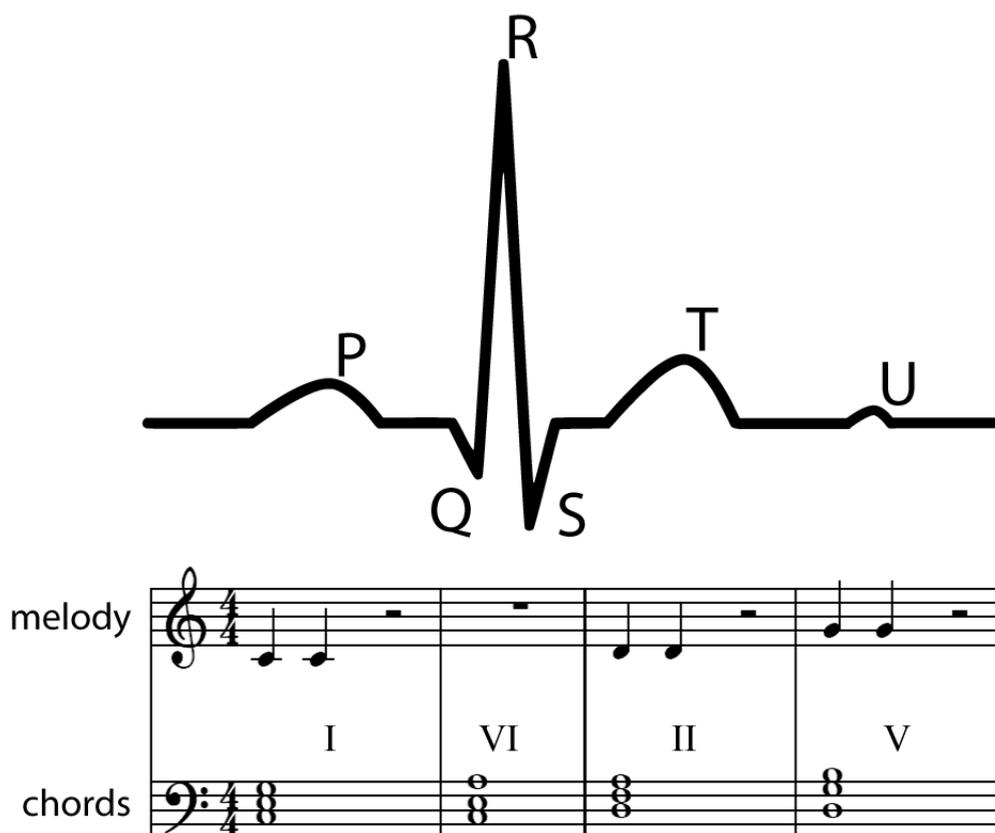


Figura C.21 — Secuencia de acordes y su correspondencia con las ondas del ECG.

Rango tonal

Para la melodía se ha usado las octavas C3 y C4 como rango tonal sinónimo de normalidad. Las tesituras superiores o inferiores se utilizan para dar información de anormalidad.

Los acordes se han situado una octava por debajo (entre C2 y C3). Tradicionalmente esto se hace así para no solapar el rango de frecuencias utilizado por la melodía y ofrecer un mayor rango frecuencial. La sonoridad de la composición resulta más natural y descansada.

Alarmas

Las condiciones de alarma se describen sobre las variables: amplitud, duración y tiempo respecto el pico R. Nótese que la alarma que describe un pulso cardíaco excesivo o casi inexistente, ya está perfectamente indicado al escuchar una composición extremadamente rápida o demasiado lenta. Cuando alguno de estos parámetros entra en rangos de valores patológicos, se introducen las alarmas necesarias sobre la característica musical básica asociada.

Signo

Si el signo de las ondas P, T y U fuera contrario a su valor normal (siempre es positivo) o la amplitud fuera cero (es decir, no existe la onda), no sonaría ni el acorde ni la melodía de la onda. Si el signo de las ondas del complejo QRS fuera contrario a su valor normal (para Q y S siempre es negativo, para R positivo) o la amplitud fuera cero (excepto para la onda S que puede no existir), no sonaría ni el acorde ni la melodía de la onda.

Melodía

El proceso de composición para la melodía tiene dos variantes. Una primera variante utilizada en las ondas P, T y U. Y una segunda variante utilizada en el complejo QRS. Se describirán ambas metodologías.

Melodía de las ondas P, T y U

Para la asignación de características musicales a partir de las ondas P, T y U (a las que se referenciará únicamente como ondas) se utilizan las variables de amplitud, duración y tiempo respecto el pico R de las ondas de la señal ECG. La amplitud también aporta información sobre el signo de la onda. Estas variables se asignan a diferentes características musicales básicas.

Duración La variable de la duración de la onda musicalizada se utiliza para asignar un patrón rítmico a la melodía. Los patrones rítmicos se basan en la utilización de dos figuras para cada compás. La idea es que cada figura represente la información de la onda. De esta manera, la primera figura representa la pendiente y la duración desde que la onda empieza hasta que llega a su máximo (o mínimo). La siguiente figura representa la pendiente y la duración de la onda desde su máximo (o mínimo) hasta que termina. La pendiente se representa musicalmente, con la ejecución pinzada o abrupta de las figuras si la pendiente es grande, o una ejecución suave y delicada para pendientes pequeñas. La duración se representa directamente con la duración de

cada figura. Una figura corta y otra larga, indica que la onda tarda menos en llegar a su voltaje máximo que en volver a su reposo. Dos figuras idénticas indican que la onda es simétrica.

Según la duración total de la onda, se utilizan los patrones:

- Normal: se utilizan los dos primeros tiempos.
- Por encima del valor normal: se utilizan los cuatro tiempos.
- Por debajo del valor normal: se utiliza el primer tiempo.

El simulador que se utiliza, únicamente genera ondas simétricas. Por lo tanto, los patrones rítmicos generados son los de la figura C.22.



Figura C.22 — De izquierda a derecha: patrón rítmico de normalidad; patrón rítmico que indica duración por encima del valor normal; y patrón rítmico por debajo del valor normal.

Amplitud La variable de la amplitud de la onda se utiliza para asignar la frecuencia de las notas utilizadas. En una primera aproximación se utiliza para establecer la octava de las notas del compás:

- Amplitud normal: no hay cambio de octava.
- Amplitud por encima del valor normal: octava +1.
- Amplitud por debajo del valor normal: octava -1.

Para la elección de la frecuencia de la primera nota, se tiene en cuenta la aproximación de la variable a un valor medio para una amplitud normal, o la desviación de la variable según un valor de frontera para una amplitud fuera del estado de normalidad. Cuanto más cerca este el valor de la variable de ese valor medio, o menos alejado del valor frontera, mejor será la elección de la nota en términos de que sonará mejor. La figura C.23.

Para la selección de la frecuencia de la nota de la melodía:

- Amplitud normal:
 - Valor situado zona C.23-1: tónica del acorde.
 - Valor situado zona C.23-2: tercera del acorde.
 - Valor situado zona C.23-3: tónica del acorde.

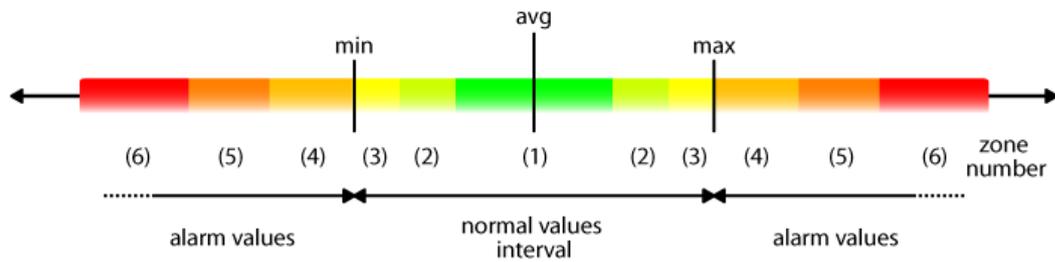


Figura C.23 — La figura muestra la elección de la nota de la melodía. Cuanto más cerca este del valor medio (verde), mejor será la sonoridad de la melodía con los acordes.

- Amplitud por encima o por debajo del valor normal:
 - Valor situado zona C.23-4: tensión de séptima.
 - Valor situado zona C.23-5: tensión de novena.
 - Valor situado zona C.23-6: tensión de treceava.

Retardo respecto el pico R La variable del retardo del pico de la onda respecto el pico R, se asigna a la característica musical del intervalo entre notas. Como se ha comentado, se usan dos figuras por onda o por compás. Ambas notas se sitúan sobre la octava determinada, pero la variable amplitud, sólo asigna la primera frecuencia. La frecuencia de la segunda nota se determina para conseguir un intervalo entre la primera y segunda nota. Si no hay intervalo, la variable retardo no es patológica. Si este existe, se trata de una condición de alarma. Si el intervalo es pequeño, el retardo está por debajo del límite inferior, y viceversa.

- Retardo normal: no hay intervalo.
- Retardo por encima del valor normal: intervalo de quinta aumentada (disonancia).
- Retardo por debajo del valor normal: intervalo de segunda menor (disonancia).

Melodía del complejo QRS

Para la asignación de características musicales a partir del complejo QRS (al que se referenciará únicamente como complejo o QRS) se utilizan las variables de amplitud de cada onda de QRS, duración total de QRS y tiempo respecto el pico R de la onda Q y S. La amplitud también aporta información sobre el signo de la onda. Estas variables se asignan a diferentes características musicales básicas.

Duración La variable de la duración de la onda musicalizada se utiliza para asignar un patrón rítmico a la melodía. Los patrones rítmicos se basan en la utilización de tres figuras para cada compás. La idea es que cada figura represente la información de cada onda. De esta manera, la primera figura representa la onda Q, la segunda R y la tercera S.

Según la duración total de QRS, se utilizan los patrones:

- Normal: se utilizan los dos primeros tiempos.
- Por encima del valor normal: se utilizan los cuatro tiempos.
- Por debajo del valor normal: se utiliza el primer tiempo.

Los patrones rítmicos generados son los de la figura C.24.

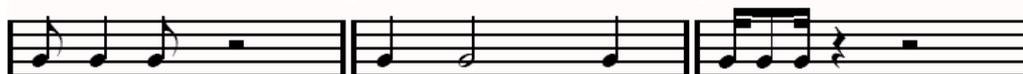


Figura C.24 — De izquierda a derecha: patrón rítmico de normalidad; patrón rítmico que indica duración por encima del valor normal; y patrón rítmico por debajo del valor normal.

Amplitud La variable de la amplitud de las onda del complejo QRS se utiliza para asignar la frecuencia de las notas utilizadas. Las tres figuras utilizadas representan cada una de las ondas del complejo QRS. En una primera aproximación se utiliza para establecer la octava de las nota asignada a cada onda de QRS:

- Amplitud normal: no hay cambio de octava.
- Amplitud por encima del valor normal: octava +1.
- Amplitud por debajo del valor normal: octava -1.

Para la elección de la frecuencia de cada nota para cada onda, se tiene en cuenta la aproximación de la variable a un valor medio para una amplitud normal, o la desviación de la variable según un valor de frontera para una amplitud fuera del estado de normalidad. Cuanto más cerca este el valor de la variable de ese valor medio, o menos alejado del valor frontera, mejor será la elección de la nota en términos de que sonará mejor. La figura C.23.

Para la selección de la frecuencia de la nota de la melodía:

- Amplitud normal:
 - Valor situado zona C.23-1: tónica del acorde.

- Valor situado zona C.23-2: tercera del acorde.
- Valor situado zona C.23-3: tónica del acorde.
- Amplitud por encima o por debajo del valor normal:
 - Valor situado zona C.23-4: tensión de séptima.
 - Valor situado zona C.23-5: tensión de novena.
 - Valor situado zona C.23-6: tensión de treceava.

Retardo respecto el pico R La variable del retardo del pico de la onda respecto el pico R, se relaciona con la disonancia de la nota. Obviamente la onda R, no forma parte de este análisis, pero Q y S sí.

- Retardo normal: no hay alteración.
- Retardo por encima o por debajo del valor normal: se sustituye la nota por una segunda menor a la tónica del acorde (disonancia).

Bibliografía

- [Bayés, 1980] Bayés, A. i. d. L. (1980). Fonaments d'electrocardiografia, vol. 1,. Editorial científico médica.
- [Bonastre, 2007] Bonastre, M. T. (2007). (Reunión).
- [Cordantonopulos, 2002] Cordantonopulos, V. (2002). Curso completo de Teoría de la Música. www.lapalanca.com.
- [Gallo, 2005] Gallo, R. F. (2005). Publicación digital de la 1ra Cátedra de Clínica Médica y Terapéutica y la Carrera de Posgrado de especialización en Clínica Médica 1, 3. http://www.clinica-unr.com.ar/Educacion_distancia/Curso%20ECG%20en%201a%20Clinica%20-%20Modulo%201.pdf.
- [Gumà, 2007] Gumà, J. R. G. (2007). (Reunión).
- [Peña, 2003] Peña, M. G. (2003). Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.
- [Ribas & Vacchina, 2006] Ribas, L. X. & Vacchina, S. T. (2006). Method for the musicalization of monitored phenomena. Universitat Autònoma de Barcelona (pat. holder). Patent no. 200602441 (pending). Spanish pat. office. Sept. 2006.
- [Salazar, 1987] Salazar, G. F. (1987). Electrocardiografía Elemental, chapter 2, pp. 17–27. Editorial Científico-Técnica.
- [Worrall, 2004] Worrall, D. (2004). Website. <http://www.avatar.com.au/courses/PPofM/index.html>.

Apéndice D

Aplicación para la musicalización de electrocardiogramas (ECG)

1. Manual de uso

La aplicación que se presenta consiste en un sistema que incluye: un simulador de ECG, un módulo sonorizador de ECG y un método de musicalización de ECG. Se trata de una aplicación por línea de comandos. Seguidamente, se detalla el manual de uso al estilo `man` de **UNIX**. En él se detalla la información necesaria para la ejecución de dicha aplicación y para la obtención de los diferentes resultados generados por cada módulo del sistema implementado.

1.1. Nombre

`ecg2music` - sistema simulador, sonorizador y musicalizador de señales de ECG

1.2. Sinopsis

```
ecg2music [-i <config file>]
```

1.3. Descripción

La aplicación tiene como principal objetivo generar una composición musical a partir de una señal ECG. El sistema genera dicha señal a partir del fichero XML de entrada que describe una secuencia de patrones ECG. Como resultados adicionales también se obtiene una representación sonora de la señal ECG. El sistema genera como resultados:

- Archivo MIDI que contiene la composición musical generada.
- Archivo `.dat` que contiene la secuencia de datos de la señal ECG simulada.
- Archivo WAVE que contiene la representación sonora de la señal ECG.

`[-i <config file>]`: utiliza como entrada de datos el fichero XML de parametrización indicado. Por defecto (sin indicar parámetros) utiliza como entrada de datos el fichero XML por defecto que acompaña al paquete software del simulador de ECG.

1.4. Ejemplos

Utilización de la aplicación por defecto:

```
$ ecg2music
```

Utilización de la aplicación utilizando el fichero de parametrización `ecg01.xml`:

```
$ ecg2music -i ecg01.xml
```

Ambos casos generan los ficheros MIDI, .dat y WAVE correspondientes a la señal ECG que parametrizan los ficheros de configuración utilizados.

1.5. Autor

Escrito por Valentí Montoya Aguilar.

1.6. reporte de *BUGS*

Reporte de *BUGS* encontrados a la direccion <ecgsimbugs@gmail.com>.

2. Aplicaciones auxiliares

Como herramientas auxiliares a la aplicación presentada en este apéndice se destacan las siguientes. Estas utilidades tienen como objetivo la interpretación de los resultados obtenidos de la aplicación `ecg2music`.

2.1. Dev-C++: compilador y entorno de desarrollo para C/C++

Bloodshed Dev-C++ es un entorno de desarrollo integrado (IDE por sus siglas en inglés) para programar en lenguaje C/C++. Usa MinGW que es una versión de GCC (GNU Compiler Collection) como su compilador. Dev-C++ puede además ser usado en combinación con Cygwin y cualquier compilador basado en GCC. Dev-C++ es un compilador y entorno de desarrollo para C/C++. Consiste en un editor de múltiples ventanas integrado con un compilador que permite una compilación, un enlace y una ejecución de aplicaciones rápida y de fácil uso. La aplicación se ha desarrollado usando este compilador y entorno de desarrollo [Laplace et al., 1989].

2.2. Gnuplot: utilidad de representación gráfica de datos

Gnuplot es un programa muy flexible para generar gráficas de funciones y datos. Este programa es compatible con los sistemas operativos más populares (Linux, UNIX, Windows, Mac OS X...). Gnuplot puede producir sus resultados directamente en pantalla, así como en multitud de formatos de imagen, como PNG, EPS, SVG, JPEG, etc. Se puede usar interactivamente o en modo por lotes (batch), usando scripts. Este programa tiene gran base de usuarios y está convenientemente mantenido por sus desarrolladores. Existe una ingente cantidad de ayuda en Internet, aunque gran parte está en inglés [Kelley & Williams, 1986].

2.3. Audacity: editor de audio con soporte para formatos WAV, MP3, Ogg

Audacity es un programa multiplataforma de grabación y edición de sonidos fácil de usar, de libre uso y de código abierto distribuido bajo licencia GPL. Debido a su calidad ha sido introducido en numerosas distribuciones GNU/Linux al ser uno de los programas libres de edición de sonido más fiable y avanzado que existe actualmente. Audacity es una herramienta que permite grabar, editar y manipular archivos de sonido digital en diversos formatos. Además de crear grabaciones, puede importar archivos de audio en formato WAVE, AIFF, AU, MP3, etc. Audacity admite los comandos básicos de edición (cortar, copiar, pegar, deshacer), mezcla canciones, e incluye un editor de amplitud, un espectrograma y un analizador de frecuencias implementados [Mazzoni & Dannenberg, 1999].

2.4. Notate Player: reproductor y visualizador de archivos MIDI

Notate Player es un reproductor de archivos MIDI que permite, al tiempo que reproduce el archivo, convertirlo en partitura [[Software, 2005](#)].

Bibliografía

[Kelley & Williams, 1986] Kelley, C. & Williams, T. (1986). Website. <http://www.gnuplot.info/>.

[Laplace et al., 1989] Laplace, C., Berg, M. & Lai, H. (1989). Website. <http://www.bloodshed.net/devcpp.html>.

[Mazzoni & Dannenberg, 1999] Mazzoni, D. & Dannenberg, R. (1999). Website. <http://audacity.sourceforge.net/>.

[Software, 2005] Software, N. (2005). <http://www.notation.com/DownloadNotationPlayer.htm>.

“El Ombligo”, por Jordi Ribes Prats

-El tiempo será nublado y se esperan pequeños chubascos a media tarde. No olviden ajustar sus relojes a la hora local de nuestro destino, las 14.21h. Les recordamos que deben abrocharse los cinturones, enderezar sus mesas y poner en posición vertical los espaldares de sus asientos. Apaguen los celulares y cualquier otro equipo electrónico durante la maniobra de aterrizaje. Por favor permanezcan sentados hasta que los avisos se hayan apagado. En nombre del capitán y toda la tripulación deseamos que hayan tenido un vuelo agradable, y confiamos tenerlos a bordo en un futuro cercano. Muchas gracias y buenas tardes.

Estoy sentado en un avión rodeado de perfectos desconocidos. A nuestra llegada nos espera una interminable recogida de equipajes, en la que con toda seguridad alguien acabará reclamando sus maletas extraviadas en un mostrador de mala muerte. Eso es todo lo que tengo en común con todas estas personas. Y puedo afirmar sin temor a equivocarme que soy totalmente diferente a ellos. Tengo motivos para creerlo. Ellos son felices y yo no. Pero todo cambiará en un par de horas, lo tengo planeado al dedillo. A simple vista, no resulto diferente a cualquier otra persona. Ni muy alto, ni muy menudo. Ni muy estrecho, ni muy grueso. Ni muy atractivo, ni mal parecido. Lo que se dice del montón, un tipo que al bajarse del vagón de metro deja de existir para la humanidad. Toda mi aparente normalidad se esfuma cuando se me somete a una exploración más íntima y minuciosa. Mi secreto mejor guardado queda ridículamente al descubierto a los ojos de cualquiera, por mucho que me pese. Para los demás no tiene mucha importancia, no suelen recordar que lo poseen y deben acordarse contadas veces de él, a lo sumo dos o tres veces por semana, cuando por ejemplo se lo encuentran por casualidad, o tienen la suerte de dedicarle unos minutos para dicha y gozo de él. Hablo del ombligo. Esa graciosa cicatriz que nos recuerda constantemente nuestro proceso de gestación, al que debemos la vida. Llegué a este mundo desprovisto de tal maravilla de la ingeniería humana, y desde que tuve uso de razón mi único deseo en esta vida ha sido el de poder mostrar orgulloso una minúscula depresión en mi vientre huérfano. Siempre he suspirado por un ombligo, un pequeño orificio lleno de pequeños pliegues y de aspecto inacabado con el que poder jugar hurgando la pelusilla que se forma en él, darle utilidad como juguete erótico acompañado por grandes dosis de imaginación, mantequilla y la persona adecuada, o simplemente para fines matemáticos aplicando las reglas que dictan la relación áurea y poder demostrar de este modo si mi cuerpo está proporcionado a la manera que los sabios griegos idearon. Todo lo que he explicado hace que este sentado en este avión rodeado de desconocidos, y que en varias horas repose sobre una fría mesa de una blanca y aséptica sala de operaciones, para someterme a una superficial pero compleja intervención que culminará

todos mis sueños y anhelos que durante tanto tiempo me han acompañado. Numerosas son las frustraciones que me ha fundado esta carencia física, y hoy va a ser el día que dé punto y final a este desasosiego. Finalmente la señora que ocupa el asiento de pasillo se ha levantado y me deja vía libre.

He tenido una larga charla con el equipo de cirujanos que dirigirá la intervención. Demasiada jerga técnica que no entiendo y tampoco me interesa, he venido a que me hagan feliz con un majestuoso ombligo cien por cien natural. Al parecer alguien nació con dos ombligos, y decidió que uno de ellos era innecesario y se lo acabo extirpando. ¡Que injusto es el mundo! Ahora ese ombligo acabará formando parte de mi ser. Me han dejado muy claro que se trata de una operación poco habitual, pero que no hay nada que temer. Cuando acaba la reunión, me hacen pasar a una habitación. Me ciño una bata verde y por fin me recuesto sobre la camilla, poco después entro en quirófano. La anestesia ya surge su efecto y lentamente entro en una fase de desacoplamiento con mi cuerpo. Empiezo a soñar entre colores y girasoles, y aunque todo me parece extraño siento una inquietante sensación de felicidad y descanso. Fundido en negro.

Los doctores me han hecho saber que la operación ha sido un éxito rotundo. A juzgar por las analíticas y demás pruebas que me han realizado durante todo el postoperatorio, no se ha producido ninguna complicación o situación inesperada que haga temer por mi estado de salud. Ha sido tal el éxito de la intervención, que esperan poder publicar íntegramente el proceso en una de las más prestigiosas revistas sobre cirugía avanzada. En un par de días, cicatrizarán las heridas y se podrá contemplar en todo su esplendor el resultado final.

Me paso horas y horas delante del espejo admirando mí nuevo yo. Aunque por pequeño que parezca, mi nuevo ombligo me ha convertido en una persona nueva. Creo que estoy enamorado, siento ese revolotear de mariposas dentro de mí. ¿Cómo he podido vivir todo este tiempo sin él? ¡Si le pasara algo me moriría! Cómo puede ser que algo tan minúsculo e insignificante pueda generar tanta felicidad. Me gusta hablarle y enjabonarlo minuciosamente todos los días. Está atendido en todo momento. Pero la novedad va desapareciendo paulatinamente y se apodera de mí la horrorosa rutina del día a día. Mi felicidad se desvanece por momentos. El porqué es muy sencillo. Este nuevo yo ya tiene su ansiado ombligo, pero tantos años con esa misma obsesión ha hecho que descuidara o me olvidara de otras partes de mi cuerpo que no son lo deseablemente perfectas. Existen ciertas cuestiones pendientes y por eso decido ponerme manos a la obra para

poder resolverlas en cuanto antes. Para empezar, he notado que la raya del pelo no describe una recta perfectamente definida y tampoco se sitúa donde debiera. Es la causante de no poder lucir un peinado todo lo natural y bien definido que deseara. Me he estado documentando de distintas formas y envoltentes para mi raya del pelo durante semanas. No ha sido una tarea fácil decidirme por una en concreto, pero he llegado a la conclusión que lo que necesito es una raya del pelo a lo Marlon Brando, con la que poder definir unas maduras entradas que me dan un aspecto apuesto y de respetable *gentleman* mujeriego. Vuelvo a ponerme en manos del mismo equipo de cirugía para tratar mi nuevo problema. Desde un principio les parece algo extraño lo que les pido, ya que se trata de una cirugía menor, pero rápidamente se percatan del desasosiego que me produce una raya tan mal definida como la mía y dan por zanjada la discusión ayudándome con mi problema. En cuestión de horas me realizan una reconstrucción completa de mi divisoria capilar.

No tengo palabras. Podría ser un galán de cine o un apuesto bailarín de una compañía de claqué. Las preocupaciones por mi peinado ya eran cosas del pasado. La definición era perfecta, no tenía ni un sólo capilar rebelde que se resistiese a colocarse donde lo hacían sus demás hermanos. Podía permitirme el lujo de pasear a campo abierto incluso en días de intensa lluvia o de furiosas ventiscas que pusiesen a prueba mi imperturbable peinado. La felicidad perduró menos que la última vez. En cuestión de días, renacieron mares de dudas e inseguridades que nublaban mi existencia. No me resultó difícil encontrar otros defectos que me impedían ser totalmente feliz. Se trataba de estar en alerta permanente para cuando el defecto se presentara, identificarlo de inmediato. Por ejemplo, me resultaba hartamente difícil encontrar zapatos de mi numeración que me agradaran. Era un pie demasiado grande y por lo tanto poco común. Esa fue la tercera operación a la que me sometí, me quedaron unos pies de tamaño estándar que me facilito enormemente mis futuras elecciones de calzado. Más tarde llegó la del cambio de voz. Yo me quedaba completamente fascinado con esas ilustres voces que se escuchaban por la radio y el cine, ricas en armónicos y de tesituras envidiables. En cambio, mi voz era demasiado aguda y de pobre sonoridad, falta de carisma y presencia. Ahora puedo presumir de una voz nada acomplexada que infunda respeto y admiración por igual. El siguiente peldaño a escalar para la consecución de un yo perfecto, era el dominio total del arte del raciocinio y el pensamiento lógico. Quiero decir que era totalmente incapaz de razonar con lógica y saber resolver problemas simples con tan sólo el uso de la razón y el buen juicio. Eso también eran tiempos pasados, a día de hoy puedo certificar que resolver crucigramas y demás juegos intelectuales de la prensa diaria es pan comido para mí.

Perdí el control. Empecé a perder el rumbo y a no tener muy claro que dirección tomar. Todas esas operaciones me sirvieron para mejorar mi situación, pero un gran vacío en mi interior me acompañaba constantemente. No alcanzaba a entender el sentido que tenía toda esta espiral de cambios, y lo que es peor, si llegaría a su fin. Comenzaba a estancarme y a no encontrar la salida a mi problema. Los cambios físicos, ya no me producían ningún tipo de placer, y ese nuevo plano psicológico se me presentaba tremendamente atractivo e inexplorado. Empezaba a vislumbrar respuestas a mis preguntas. Me había dado cuenta que nunca podría llegar a ser feliz hablando, pensando, razonando y deseando en mi propia lengua. Un pueblo con un pasado tan infeliz y pobre de espíritu no puede alcanzar una felicidad plena. Para cualquier persona llegar a ser feliz se trataba de una premisa básica, pero si su propia condición se lo impedía o se la negaba, ¿cómo iba a poder hacerlo? Pasé varios meses estudiando las civilizaciones más prósperas de todas las épocas, intentando descubrir cual fue el pueblo más feliz de toda la historia. Muchos desaparecieron, otros aún siguen vigentes y muchos otros han sufrido cambios radicales. De todos ellos, existió un pueblo especialmente feliz que vivió largos periodos de prosperidad. Los vanuatenses, un pueblo de una pequeña isla del Pacífico Sur, Vanuatu. Mi nueva condición pasaba por pensar, hablar y sentir en vanuatense. Ciertamente sería un gran problema de comunicación ser el único ser humano del mundo en hablar vanuatense, pero ya lo tenía decidido y no me echaría atrás. Una vez más me puse en contacto con el equipo de cirujanos y les expuse mi nuevo conflicto. Me trataron de persuadir y me tildaron de loco y obseso, pero al percatarse de la enorme ansiedad que acumulaba intentaron hallar una solución a mi problema. Existían evidencias de experimentos relacionados y se pusieron a investigar. No tardaron en hallar un proceso para realizar el cambio que les pedía. Una operación mucho más complicada que las anteriores, pero no imposible. El proceso empezó un martes y finalizó el viernes. Sin tiempos de recuperación, cicatrices o efectos secundarios. La más inocua de las operaciones jamás realizada. Al instante de despertar del coma al que fui inducido para poder realizar la operación con total seguridad para mí, estaba pensando, hablando y sintiendo en vanuatense. Empezaba a ser feliz de verdad.

Firmado: Valentí Montoya Aguilar
Bellaterra, Septiembre de 2007

Resum

La música no només pot emprar-se per a l'evocació de sentiments, sinó també per a la transmissió d'informació. En aquest treball es proposa un mètode, en aquest sentit, basat en una forma general de musicalització que vincula algorítmicament la composició musical i el fenomen que es monitoritza. El procediment resultant ha estat dissenyat específicament per als electrocardiogrames (ECG). Les composicions musicals generades, ofereixen melodies agradables, en el cas de subjectes sans, que s'alteren notablement i es tornen dissonants si els pacients manifesten determinades enfermetats o disfuncions.

Resumen

La música puede emplearse no sólo para la evocación de sentimientos, sino también para la transmisión de información. En este trabajo se propone un método en este sentido basado en una forma general de musicalización que vincula algorítmicamente la composición musical y el fenómeno que se monitoriza. El procedimiento resultante ha sido diseñado específicamente para los electrocardiogramas (ECG). Las composiciones musicales generadas ofrecen melodías agradables en el caso de sujetos sanos, que se alteran notablemente y se tornan disonantes si los pacientes manifiestan determinadas enfermedades o disfunciones.

Abstract

Music can be used not only to evoke feelings but also to transmit information. This piece of work presents a method based on a general procedure of musicalization which links with algorithms the musical composition and the phenomenon which is monitored. The resultant procedure has been designed specifically for electrocardiograms (ECG). The musical compositions, which have already been created, present pleasant melodies in the case of healthy individuals; however, they change notably, becoming discordant, if patients show signs of specific illnesses or medical conditions.