

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID**

**ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR**



## **PROYECTO FIN DE CARRERA**

**ESTIMULACIÓN DEPENDIENTE DE LA ACTIVIDAD REGISTRADA EN  
TIEMPO REAL CON TÉCNICAS DE ELECTROFISIOLOGÍA EN EL  
SISTEMA NERVIOSO**

**Jorge Cuadrado Andrade**

**Marzo 2011**



**ESTIMULACIÓN DEPENDIENTE DE LA ACTIVIDAD REGISTRADA EN  
TIEMPO REAL CON TÉCNICAS DE ELECTROFISIOLOGÍA EN EL  
SISTEMA NERVIOSO**

**AUTOR: Jorge Cuadrado Andrade**

**TUTOR: Pablo Varona**

**Grupo de Neurocomputación Biológica**

**Dpto. de Ingeniería Informática**

**Escuela Politécnica Superior**

**Universidad Autónoma de Madrid**

**Marzo de 2011**



## ***Agradecimientos***

Este proyecto no habría sido posible sin el apoyo y la ayuda de mucha gente, por lo que lo primero que me gustaría hacer es agradecerse.

Para empezar mi familia, más concretamente mis padres y mi hermano. La principal motivación para terminar el proyecto era dejar de escuchar preguntas como “¿Cuándo vas a terminar el proyecto de una vez?”. Ahora en serio, sin sus ánimos no sé si hubiera terminado el proyecto algún día.

Después, toda la gente que me ha ayudado a realizar las tareas del proyecto. Especialmente David, que ha sido uno de mis conejillos de indias más asiduos, y me ha aconsejado cuando lo he necesitado. También tengo que nombrar aquí, evidentemente, a Pablo Varona, mi tutor del proyecto, sin cuyas explicaciones no habría sido capaz de obtener estos resultados. Toda la gente del Grupo de Neurocomputación Biológica de la universidad ha ayudado de una forma u otra también. Desde ayuda para hacer pruebas, hasta consejo para resolver problemas importantes del desarrollo del mismo.

También hay gente que se ha interesado mucho por mi proyecto, y me ha dado ánimos para terminar, como la gente del Departamento del Sueño de la Facultad de Medicina (especialmente Uwe), o gente de Psicología de la UAM.

Considero el proyecto como el final de una época de mi vida, y me gustaría agradecer a mi gente de la universidad que hayan estado allí, simplemente. David otra vez, Jesús, Jorge y Pablo especialmente, pero también Ángel, Carlos u otros muchos que no voy a mencionar por no llenar un par de páginas.

La gente que se me olvide, que seguro que la habrá, espero que me perdone.  
Un abrazo a todos.

**¡Gracias a todos!**

## INDICE DE CONTENIDOS

1	Introducción.....	1
1.1	Resumen .....	1
1.2	Motivación técnica .....	1
1.3	Motivación personal.....	2
1.4	Objetivos .....	2
1.5	Organización de la memoria.....	3
2	Estado del arte .....	5
2.1	Interfaces Hombre-Máquina .....	5
2.2	Biofeedback .....	9
2.3	Sistema Nervioso Autónomo .....	15
2.4	Conductividad de la piel .....	19
2.5	Sistema respiratorio .....	23
2.6	Funcionamiento del corazón y SNA .....	26
2.7	Variabilidad cardiaca (HRV) .....	33
2.8	El sonido.....	41
2.9	International Affective Picture System (IAPS) .....	43
3	Diseño.....	47
3.1	El observador dinámico .....	47
3.2	Diseño teórico .....	49
4	Desarrollo .....	57
4.1	Introducción.....	57
4.2	Trabajo inicial .....	57
4.3	Hardware .....	69
4.4	Software.....	71
5	Integración, pruebas y resultados .....	113
	Conclusiones.....	123
5.1	Resumen de lo realizado .....	123
5.2	Introducción.....	124
5.3	Observador dinámico .....	125
5.4	Caracterización del Sistema Nervioso Autónomo .....	127
5.5	Conclusiones .....	131
5.6	Conclusiones finales .....	133
6	Trabajo futuro.....	134
	Referencias .....	139
	Glosario .....	141
	Anexos.....	I
A	Manual de instalación .....	I
B	Manual del programador.....	XI

## INDICE DE FIGURAS

2-1 SENSOR DE ONDAS CEREBRALES.....	6
2-2 DIAGRAMA DE FLUJO DE LA SEÑAL EN UNA BCI .....	7
2-3 ESQUEMA BIOFEEDBACK: SE LE MUESTRAN AL SUJETO SUS VARIABLES CORPORALES, Y ÉL APRENDE A CONTROLARLAS TRAS UN TIEMPO DE APRENDIZAJE .....	9
2-4 ELECTROCARDIOGRAMA.....	11
2-5 NEUMÓGRAFO .....	12
2-6 CONEXIONES DEL SNA CON DISTINTOS ÓRGANOS DEL CUERPO HUMANO .....	17
2-7 PIEL Y SUS PARTES MÁS IMPORTANTES.....	19
2-8 EVENTO ELECTROTÉRMICO REPRESENTADO EN FUNCIÓN DEL TIEMPO. LAS UNIDADES SON ARBITRARIAS, YA QUE LO QUE DEFINE EL EVENTO ES SU VARIACIÓN CON RESPECTO AL NIVEL BASE .....	22
2-9 SISTEMA RESPIRATORIO Y SUS PARTES MÁS IMPORTANTES .....	23
2-10 CORAZÓN Y SUS PARTES MÁS IMPORTANTES DESDE EL PUNTO DE VISTA ELÉCTRICO.....	26
2-11 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN I (SE GENERA EL IMPULSO) .....	27
2-12 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN II (EL IMPULSO LLEGA AL NODO AV, DONDE SE RETRASA BREVEMENTE) .....	27
2-13 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN III (SE PRODUCE LA CONTRACCIÓN VENTRICULAR TRAS LLEGAR LA SEÑAL A LAS FIBRAS DE PURKINJE).....	28
2-14 ESQUEMA DE CÓMO VIAJA EL PULSO ELÉCTRICO PARA PROVOCAR LA CONTRACCIÓN DEL CORAZÓN .....	28
2-15 RELACIÓN ENTRE EL ECG Y LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN (DURRER 1970).....	29
2-16 CONEXIÓN DEL SNA CON EL CORAZÓN .....	29
2-17 ACTIVIDAD DEL SISTEMA PARASIMPÁTICO.....	30
2-18 ACTIVIDAD DEL SISTEMA SIMPÁTICO .....	31
2-19 DIFERENCIA DE ABSORCIÓN DE LUZ SEGÚN LONGITUD DE ONDA Y TIPO DE SANGRE (OXIGENADA O NO OXIGENADA).....	32
2-20 TACOGRAMA GRABADO CON NUESTRO PROGRAMA. EN EL EJE X ESTÁ EL TIEMPO EN SEGUNDOS, Y EN EL EJE Y SE MARCA LA DIFERENCIA EN SEGUNDOS QUE HA HABIDO EN ESE LATIDO CON EL ANTERIOR .....	33
2-21 DENOMINACIÓN DE CADA UNO DE LOS TRAMOS DEL ECG.....	35
2-22 HRV DE UNA PERSONA ANCIANA. SE OBSERVA CÓMO NO VARÍA MUY RÁPIDAMENTE ALREDEDOR DE LA MEDIA .....	39

2-23 HRV DE UNA PERSONA JOVEN. LAS DIFERENCIAS CON EL ANTERIOR SON EVIDENTES, QUE CAMBIE ALREDEDOR DE LA MEDIA ES UN INDICADOR DE BUENA FORMA FÍSICA .....	39
2-24 IMAGEN AGRADABLE (ALTA VALENCIA) NO EXCESIVAMENTE EXCITANTE (AROUSAL MEDIO) .....	43
2-25 IMAGEN POCO AGRADABLE (BAJA VALENCIA), MÁS EXCITANTE QUE LA ANTERIOR (MAYOR AROUSAL) .....	44
2-26 DIFERENCIAS EN IAPS SEGÚN SEXOS. IMAGEN SUPERIOR MUJERES, INFERIOR HOMBRES. ....	45
3-1 ESQUEMA DEL OBSERVADOR DINÁMICO EN TIEMPO REAL (RTDOC, SIGLAS EN INGLÉS DE REAL TIME DYNAMICAL OBSERVER & CONTROLLER). EL MUNDO BIOLÓGICO EN NUESTRO CASO SERÍA, PRINCIPALMENTE, EL CORAZÓN. LA DETECCIÓN DE EVENTOS SE ENCARGARÍA DE RECONOCER LATIDOS, PROCESANDO LA SEÑAL SI ES NECESARIO. LA REPRESENTACIÓN INTERNA SE VA CAMBIANDO SEGÚN SI LA RESPUESTA A LOS ESTÍMULOS ES LA ESPERADA O NO. ....	49
4-1 MUESTRA ECG ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. LAS UNIDADES SON ARBITRARIAS (UA) EN EL EJE Y, Y EN EL EJE X SE REPRESENTA EL TIEMPO EN SEGUNDOS. LO QUE NOS INTERESA SON LAS VARIACIONES DE LA SEÑAL, POR LO QUE NO IMPORTA QUE SEAN UA. ....	58
4-2 MUESTRA EEG I ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR. ....	59
4-3 EEG II ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	59
4-4 EMG ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	60
4-5 FOTOPLETISMOGRAFÍA ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	60
4-6 REGISTRO DE RESPIRACIÓN ENTREGADO POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	61
4-7 EOG DERECHO ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	62
4-8 EOG IZQUIERDO ENTREGADA POR EL DEPARTAMENTO DEL SUEÑO DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UAM. MISMAS UNIDADES QUE EN LA IMAGEN ANTERIOR.....	63
4-9 EOG COMBINANDO AMBAS SEÑALES ANTERIORES. EN VERDE LA DEL EOG IZQUIERDO, Y EN AZUL LA DEL DERECHO. UNIDADES: UA/TIEMPO. ....	63
4-10 RESULTADO DE LA ACUMULACIÓN DE 10 MUESTRAS EN LA SEÑAL DE EOG. EN VERDE LA SEÑAL CON ACUMULACIÓN. UNIDADES: UA/TIEMPO. QUITAMOS INFORMACIÓN NO RELEVANTE DE LA SEÑAL.....	64
4-11 RESULTADO DE LA ACUMULACIÓN DE 50 MUESTRAS EN LA SEÑAL DE EOG. EN VERDE LA SEÑAL CON ACUMULACIÓN. UNIDADES: UA/TIEMPO. QUITAMOS INFORMACIÓN NO RELEVANTE DE LA SEÑAL.....	64
4-12 RESULTADO DE LA ACUMULACIÓN DE 100 MUESTRAS EN LA SEÑAL DE EOG. EN VERDE LA SEÑAL CON ACUMULACIÓN. UNIDADES: UA/TIEMPO. QUITAMOS INFORMACIÓN NO RELEVANTE DE LA SEÑAL.....	65

4-13 RESULTADO DE LA ACUMULACIÓN DE 300 MUESTRAS EN LA SEÑAL DE EOG. EN VERDE LA SEÑAL CON ACUMULACIÓN. UNIDADES: UA/TIEMPO. QUITAMOS INFORMACIÓN NO RELEVANTE DE LA SEÑAL, YA QUE SE DISTINGUEN LOS EVENTOS PERFECTAMENTE.....	65
4-14 RESULTADO DE LA ACUMULACIÓN DE 1000 MUESTRAS EN LA SEÑAL DE EOG. EN VERDE LA SEÑAL CON ACUMULACIÓN. UNIDADES: UA/TIEMPO. VEMOS QUE EL FILTRADO ES EXCESIVO Y PERDEMOS INFORMACIÓN RELEVANTE DE LA SEÑAL. ....	66
4-15 EOG COMBINADO UNA VEZ UTILIZADA LA ACUMULACIÓN DE 300 MUESTRAS. ....	66
4-16 RECONOCIMIENTO DE LATIDOS EN ECG POR UMBRAL. VEMOS QUE LA SEÑAL ES SUFICIENTE ESTABLE COMO PARA QUE ESTABLECIENDO UN UMBRAL SE RECONOCEN LOS LATIDOS. SE MARCAN UN + EN VERDE. ....	67
4-17 FRECUENCIA INSTANTÁNEA CALCULADA CON LOS TIEMPOS ENTRE LATIDOS DE LA GRÁFICA ANTERIOR.....	67
4-18 LATIDOS DETECTADOS EN LA FOTOPLETISMOGRAFÍA CON UMBRAL. VEMOS QUE LA SEÑAL ES SUFICIENTE ESTABLE COMO PARA QUE ESTABLECIENDO UN UMBRAL SE RECONOCEN LOS LATIDOS. SE MARCAN UN + EN VERDE. ....	68
4-19 SENSOR DE PULSO.....	69
4-20 SENSOR DE RESPIRACIÓN.....	69
4-21 ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO DE NUESTRO SO EN TIEMPO REAL.....	71
4-22 COMPARACIÓN DE FUNCIONAMIENTO DE NUESTRO SO CON EL HABITUAL .....	72
4-23 REPRESENTACIÓN DEL FLUJO DE DATOS.....	74
4-24 RESPUESTA EN FRECUENCIA DEL FILTRO FIR CON FRECUENCIA DE CORTE 5Hz Y 40 COEFICIENTES .....	76
4-25 DIAGRAMA DE FUNCIONAMIENTO DE UN FILTRO FIR.....	76
4-26 MUESTRA DE LA SEÑAL TRAS FILTRADO Y VENTANA DE ACUMULACIÓN. LOS LATIDOS SON PERFECTAMENTE RECONOCIBLES PESE A LA POCA ESTABILIDAD DEL NIVEL MEDIO DE LA SEÑAL. ....	79
4-27 TABLA CON EL RESUMEN DEL EFECTO DE LOS ESTÍMULOS DESCARTADOS EN UN PRINCIPIO, CON LA DIFERENCIA EN LATIDOS POR MINUTO QUE PROVOCARON EN SU MOMENTO MÁS ÁLGIDO .....	82
4-28 INTERFAZ GRÁFICA DEL PROGRAMA LMMS, QUE UTILIZAMOS PARA LA CREACIÓN DE SONIDOS, CON INDICACIONES.....	84
4-29 TACOGRAMA (DIFERENCIA CON RESPECTO AL LATIDO ANTERIOR EN SEGUNDOS EN EL EJE Y, TIEMPO EN EL QUE SE PRODUJO EL LATIDO EN EL EJE X).....	90
4-30 HF DE LA VARIABILIDAD CARDIACA CON LA PROBLEMÁTICA DE LOS PICOS, ANTES DE SUAVIZAR EL ESPECTRO. TODAS LAS MEDIDAS DEL HRV ESTÁN REPRESENTADAS EN UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, Y TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL EJE X. LO QUE NOS INTERESA DE LA SEÑAL SON LOS CAMBIOS DE LA MISMA.....	92
4-31 HF DE LA VARIABILIDAD CARDIACA CON LA PROBLEMÁTICA DE LOS PICOS, ANTES DE SUAVIZAR EL ESPECTRO II .....	93

4-32 DIFERENTES MÉTODOS DE ENVENTANADO PARA SUAVIZADO DE ESPECTRO. CADA RECUADRO DE UN COLOR MUESTRA LOS SEGMENTOS TOMADOS PARA HACER LA PROMEDIACIÓN.....	93
4-33 PERIODOGRAMA DE WELCH, VEMOS COMO SE OBTIENE UN ESPECTRO SUAVE PROMEDIANDO 8 SEGMENTOS DE UNA SEÑAL.....	94
4-34 HF-HRV TRAS SUAVIZADO MEDIANTE PERIODOGRAMA DE WELCH.....	95
4-35 HF-HRV CON SUAVIZADO MIENTRAS SE ESCUCHA UNA CANCIÓN RUIDOSA ENTRE LAS MUESTRAS 8 Y 44. VEMOS LA ALTERACIÓN QUE SE OBSERVA, AL BAJAR LA SEÑAL. ....	95
4-36 HRV ANALIZADO CON KUBIOS PARA ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LA RESPIRACIÓN .....	96
4-37 CIRCUITO MONTADO PARA SENSOR DE EDA .....	99
4-38 DIVISOR DE TENSIÓN Y FÓRMULA.....	99
4-39 SENSOR MONTADO SEGÚN EL ESQUEMA ANTERIOR.....	100
4-40 FUNCIONAMIENTO DEL NUEVO SENSOR I. LAS UNIDADES SON ARBITRARIAS EN EL EJE Y Y EL TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL EJE X. COMO SIEMPRE CON ESTE TIPO DE SEÑALES, LO IMPORTANTE SON SUS VARIACIONES. SE PUEDE OBSERVAR LA SECUENCIA DE RESPIRACIONES PROFUNDAS Q REALIZAMOS, QUE AFECTAN AL SIMPÁTICO. ....	101
4-41 FUNCIONAMIENTO DEL NUEVO SENSOR II.....	102
4-42 ELECTRODOS ARTESANALES CREADOS CON COBRE Y CON LOS QUE CONSEGUIMOS ALGÚN RESULTADO POSITIVO ANTES DE EMPEZAR A UTILIZAR LOS DEL SENSOR ANTIGUO. ....	103
4-43 HEART RATE (CANCIÓN RUIDOSA, SUJETO 1). FRECUENCIA CARDIACA EN LATIDOS POR MINUTO EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X. ....	106
4-44 HEART RATE (CANCIÓN TRANQUILA, SUJETO 1). FRECUENCIA CARDIACA EN LATIDOS POR MINUTO EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X. ....	107
4-45 HF (CANCIÓN RUIDOSA, SUJETO 1). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X...	107
4-46 HF (CANCIÓN TRANQUILA, SUJETO 1). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X. ....	108
4-47 HF (CANCIÓN RUIDOSA, SUJETO 2). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X...	108
4-48 HF (CANCIÓN TRANQUILA, SUJETO 2). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X. ....	109
4-49 EDA (CANCIÓN RUIDOSA, SUJETO 1). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X.	109
4-50 EDA (CANCIÓN TRANQUILA, SUJETO 1). UNIDADES ARBITRARIAS EN EL EJE Y, TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X. ....	110

4-51 RESPIRACIÓN SUJETO 1, CANCIÓN RUIDOSA. SE REPRESENTA LA FRECUENCIA RESPIRATORIA EN EL EJE Y (CICLOS POR MINUTO), Y TIEMPO EN SEGUNDOS EN EL X .....	110
5-1 COMPARATIVA ENTRE DEL CAMBIO EN LA FRECUENCIA CARDIACA DE LA GENTE QUE ESCUCHA LOS ESTÍMULOS SONOROS Y LOS QUE NO. EN EL EJE Y SE REPRESENTA LA DIFERENCIA EN LA FRECUENCIA CARDIACA ENTRE EL PRINCIPIO Y EL FINAL DEL INTERVALO, Y EN EL EJE X EL TIEMPO, CON LOS INTERVALOS MARCADOS SEGÚN EL ESTÍMULO QUE SE ESTUVIERA REPRODUCIENDO. ....	113
5-2 SE MUESTRAN LOS ATRIBUTOS DE LOS ESTÍMULOS UTILIZADOS EN EL PRIMER EXPERIMENTO .....	114
5-3 COMPARATIVA BFB Y RTDOC, PRIMER EXPERIMENTO. SE REPRESENTA LA DIFERENCIA DE LATIDOS POR SEGUNDO ENTRE EL FINAL Y EL PRINCIPIO DEL INTERVALO .....	115
5-4 COMPARATIVA BFB Y RTDOC, QUINTO EXPERIMENTO. SE REPRESENTA LA DIFERENCIA DE LATIDOS POR SEGUNDO ENTRE EL FINAL Y EL PRINCIPIO DEL INTERVALO .....	115
5-5 COMPARATIVA BFB Y RTDOC, DÉCIMO EXPERIMENTO. SE REPRESENTA LA DIFERENCIA DE LATIDOS POR SEGUNDO ENTRE EL FINAL Y EL PRINCIPIO DEL INTERVALO .....	116
5-6 COMPARATIVA ENTRE LOS DOS SUJETOS, SIN ASISTENCIA, EN EL QUINTO EXPERIMENTO. SE REPRESENTA LA DIFERENCIA DE LATIDOS POR SEGUNDO ENTRE EL FINAL Y EL PRINCIPIO DEL INTERVALO.....	116
5-7 COMPARATIVA ENTRE LOS DOS SUJETOS TRAS EL DÉCIMO EXPERIMENTO, AMBOS SIN ASISTENCIA .....	117
5-8 EDA IAPS COMPLETO .....	118
5-9 EDA IAPS EVENTOS.....	119
5-10 HF-HRV CON EL IAPS, VEMOS POR PRIMERA VEZ EL PROBLEMA DE LA LIMITACIÓN DE EXPERIMENTOS DEBIDO A LA LONGITUD DE LA VENTANA .....	120
5-11 HF-HRV MIENTRAS SE REPRODUCE REC, SE OBSERVA EL SUSTO EN EL SEGUNDO 80, QUE CORRESPONDE AL 170 DEL EXPERIMENTO POR EMPEZAR TRAS LLENARSE LA VENTANA INICIAL DE 90 SEGUNDOS.....	121
5-12 EDA MIENTRAS SE REPRODUCE REC, SE VE EL EVENTO QUE CORRESPONDE AL SUSTO EN EL SEGUNDO 170	121
5-13 RITMO CARDIACO ALTERNANDO CANCIONES Y VOLÚMENES. A LOS 55 SEGUNDOS CANCIÓN RUIDOSA A BAJO VOLUMEN, A LOS 140 ALTO, ENTRE 235 Y 320 SILENCIO, Y DESPUÉS ALTO VOLUMEN.....	122
5-0-14 HF-HRV CON UNA CANCIÓN RUIDOSA .....	128



# 1 Introducción

---

## 1.1 Resumen

En este proyecto se diseñó e implementó un observador dinámico en tiempo real sobre la frecuencia cardíaca. Hemos comprobado que la estimulación dependiente de actividad tiene beneficios sobre la técnica tradicional del biofeedback, a la hora de aprender a controlar la propia frecuencia cardíaca.

Para la estimulación hemos creado unos sonidos de distintos volúmenes y frecuencias de repetición, viendo su efecto sobre la frecuencia cardíaca y comprobando de nuevo que tienen influencia sobre la actividad del corazón.

Para la mejora del proyecto se llevaron a cabo nuevas medidas no contempladas en la planificación original del mismo, como son la variabilidad cardíaca y la conductividad de la piel. Si bien ninguna de estas medidas resultó ser más reactiva a nuestros estímulos que la frecuencia cardíaca, estas dos medidas, junto con el observador dinámico, forman una caracterización del sistema nervioso autónomo potente, con muchas posibilidades de desarrollo.

En conclusión hemos creado una herramienta que ha dado resultados preliminares prometedores, y que puede tener un impacto real en varias áreas.

## 1.2 Motivación técnica

Como veremos en el estado del arte, el biofeedback es una técnica utilizada para aprender a controlar determinados procesos biológicos mediante la visualización de alguna medida corporal. Ha probado su efectividad en varias áreas, siendo reconocida cada vez por más gente.

El observador dinámico en tiempo real supone una evolución de este concepto, un biofeedback asistido. Mediante la estimulación dependiente de actividad en tiempo real, el sujeto recibe información adicional además de su propia percepción, y pensamos que obtendremos un recorte importante en el tiempo de aprendizaje al control de estos procesos.

Luego decidimos desarrollar la medida de la variabilidad cardíaca. Este parámetro tiene valor por sí mismo, ya que actualmente hay muchos estudios sobre su influencia en el estado de salud de la persona. Como ejemplo, se ha comprobado que es un indicador de supervivencia tras un infarto grave de miocardio. Su completo significado sigue siendo, en parte, un misterio, y una máquina que lo analice en tiempo real puede ser de gran ayuda para su estudio.

La alta frecuencia de la variabilidad es un indicador de la actividad del sistema nervioso parasimpático, por lo que decidimos desarrollar la medida de la conductividad de la piel, que está relacionada con el sistema nervioso simpático. Así se puede caracterizar el balance entre estos dos sistemas. Es un gran paso para las múltiples aplicaciones que puede tener. Actualmente hay investigadores trabajando con estas y otras medidas para el reconocimiento de emociones, aunque no hemos conseguido encontrar ningún artículo publicado de laboratorios que lo intenten hacer en tiempo real.

### **1.3 Motivación personal**

A continuación vamos a empezar con la presentación del trabajo hecho durante los últimos dos años. Se trata de un proyecto novedoso, del que hemos conseguido unos resultados francamente prometedores, y que ante todo ha resultado un aprendizaje muy valioso.

A nivel personal, siempre me he sentido muy atraído por la medicina en muchas de sus áreas. Llegado el momento de elegir, preferí orientar mi carrera a lo que mejor se me daba, y dejé esa rama de lado. Pero con este proyecto se me presentó la oportunidad de volver a esos temas, desde una perspectiva que, esta vez sí, se me da bien.

En un principio me tomé el proyecto como un aprendizaje, una breve introducción a un tema apasionante para mí, pero que probablemente terminaría con la presentación del mismo. Sin embargo, creo que la herramienta conseguida es muy valiosa, y creo que todo el esfuerzo (que ha sido mucho) ha valido la pena.

Se ha alargado más de lo esperado, pero ha sido intencionado. No encontraba el momento de parar y dejar el proyecto en otras manos que no fueran las mías propias.

El mayor problema de esta memoria ha sido plasmar todo el esfuerzo realizado, todas las cosas nuevas que hemos tenido que aprender, y lo lejos que hemos llegado partiendo de cero.

Finalmente, sé que empiezo una nueva etapa en mi carrera, y espero que este proyecto me ayude a que se oriente en la dirección que más me ilusiona. Deseo que les parezca tan apasionante como me lo ha parecido a mí durante los últimos dos años.

### **1.4 Objetivos**

A nivel técnico, olvidándonos ya del aspecto personal, este proyecto perseguía unos objetivos que fueron evolucionando a medida que se iban consiguiendo los mismos.

Lo primero que quiero decir es que puede que el título del proyecto puede que lleve a confusión, más en concreto la parte final (“sistema nervioso”). Esto se aclara en el anteproyecto:

‘En un principio, el proyecto comenzará con el análisis de señales menos complejas, tales como el electrocardiograma (ECG). Sin embargo, se estudiará la viabilidad tanto técnica como económica para afrontar el reto del EEG.’

Ahora metiéndonos en el tema del proyecto en sí, el GNB está a la espera de la resolución de dos anteproyectos, uno a nivel europeo con varias universidades implicadas, y otro a nivel nacional. Se trata de proyectos sobre un nuevo concepto del que se hablará mucho en este proyecto, el observador dinámico en tiempo real. En el caso del GNB, orientado a las señales cerebrales.

La idea principal era demostrar la utilidad del observador dinámico, mediante un sencillo experimento con ondas cerebrales, o utilizando otra variable fisiológica para caracterizar su eficacia.

Tras un largo proceso, y aunque en este punto de la memoria todavía no hayamos definido de forma precisa qué es el observador dinámico, tuvimos un primer modelo basado en la frecuencia cardiaca. Sin embargo, queriendo buscar mejoras en el mismo, decidimos avanzar en el desarrollo mediante nuevas medidas. Cuando realizamos las nuevas medidas comprobamos que no tenía ventajas con respecto al primer prototipo, pero vimos claro que lo que habíamos desarrollado recientemente tenía mucho valor, quizás más que lo hecho anteriormente. Hicimos unas pruebas para comprobar el potencial de lo realizado y... bueno, los resultados se presentarán a continuación.

En cualquier caso, los objetivos principales fueron conseguidos, llegando mucho más lejos de lo esperado. De hecho, casi consideraría la segunda parte del proyecto como un proyecto aparte.

## ***1.5 Organización de la memoria***

Me gustaría antes de empezar con el estado del arte explicar un poco cómo está organizado todo, y justificar algunos apartados y la longitud de otros.

Se puede ver que no es un proyecto corto. Ha habido mucho trabajo en él, y además se centra en conocimientos que no se aprenden durante la carrera. Debido a que las personas a las que se dirige el proyecto no tienen por qué tener estos conocimientos, el estado del arte es algo extenso. En concreto, hay muchas explicaciones sobre el cuerpo humano, para que sea posible comprender con exactitud lo que aquí hemos realizado. Suponemos de entrada que se desconocen términos como variabilidad cardiaca, o conductividad de la piel, estos conceptos se utilizan a lo largo de toda la memoria.

Después empezamos por orden cronológico, con el diseño y el desarrollo. El desarrollo ha sido la parte principal del proyecto, y de hecho gran parte del diseño ha surgido como consecuencia de los resultados que se han ido obteniendo. Es por eso que el diseño de una de las partes se encuentra dentro del desarrollo, ya que se trata de algo que realizamos como un reto, no como algo dentro de los objetivos iniciales del proyecto (pero al tener resultados prometedores, y haber dedicado mucho tiempo al mismo, creemos que el trabajo debe quedar reflejado en esta memoria).

Luego, y esto es algo que mencionaremos más veces a lo largo del proyecto, creemos que las pruebas de las técnicas que se han diseñado son solo preliminares. Hemos hablado varias veces de la publicación de los resultados, toda vez que se obtengan con una estadística adecuada. Por esta razón dejamos el proyecto en manos de gente capacitada para las pruebas, con experiencia y medios adecuados. Hay que recalcar que los resultados obtenidos han resultado muy satisfactorios, y han conseguido que expertos de distintas áreas lo tomen con entusiasmo. Además, la idea es seguir con este mismo proyecto durante la realización del Máster de la UAM.

Como conclusión, creemos que se trata de un proyecto ambicioso, con resultados relevantes y que puede tener un impacto real. Es complicado concretar todo lo aprendido durante el proyecto: programación (desde C++ tradicional a programación a nivel de kernel con extensión de tiempo real, pasando por interfaces gráficas, MATLAB), caracterización de medidas del cuerpo humano, hemos construido sensores, psicología (hemos estudiado el impacto de sistemas internacionales de estímulos, y reconocido emociones), medicina, etc...

Nos sentimos orgullosos del trabajo realizado, creemos que excediendo en mucho el esfuerzo medio que se emplea en la realización del proyecto y esperamos poder transmitir ese entusiasmo en esta memoria.

## 2 Estado del arte

---

### 2.1 Interfaces Hombre-Máquina

#### INTRODUCCIÓN

Lo primero que queremos introducir al lector es el concepto de interfaz hombre-máquina, ya que eso es lo que es el observador dinámico en primera instancia. Presentaremos una explicación del término, así como avances recientes en este aspecto.

#### DEFINICIÓN

Desde la aparición del primer computador se han desarrollado infinidad de dispositivos hombre-máquina que nos permiten interactuar entre computadora y los humanos. Desde las tarjetas perforadas hasta las actuales interfaces hay un abismo en diseño y funcionalidad. El camino no ha terminado y la investigación continúa en la mejora de nuevos dispositivos de interacción que poco a poco dejen para el museo los actualmente más extendidos interfaces como el teclado o el ratón de ordenador.

Entre las más prometedoras interfaces podemos destacar:

- Herramientas de reconocimiento de voz
- Interfaces Cerebro Computador (Brain Computer Interface, BCI)
- Sensores fisiológicos
- Sensores de movimiento

El reconocimiento de voz es un sistema aún en desarrollo, todavía algo lejos de conseguir la perfección si se están obteniendo rendimientos aceptables para un uso fiable y productivo. Los beneficios que este sistema puede añadir a la accesibilidad son muchos, desde escritura por voz hasta el mando de sistemas computacionales o la traducción simultánea.

El desarrollo de nuevos y más potentes algoritmos así como el aumento de la capacidad computacional en breve pondrán a disposición del gran público sistemas fiables al 100% de reconocimiento de voz y como desarrollo de los mismos sistemas informatizados de traducción simultánea.

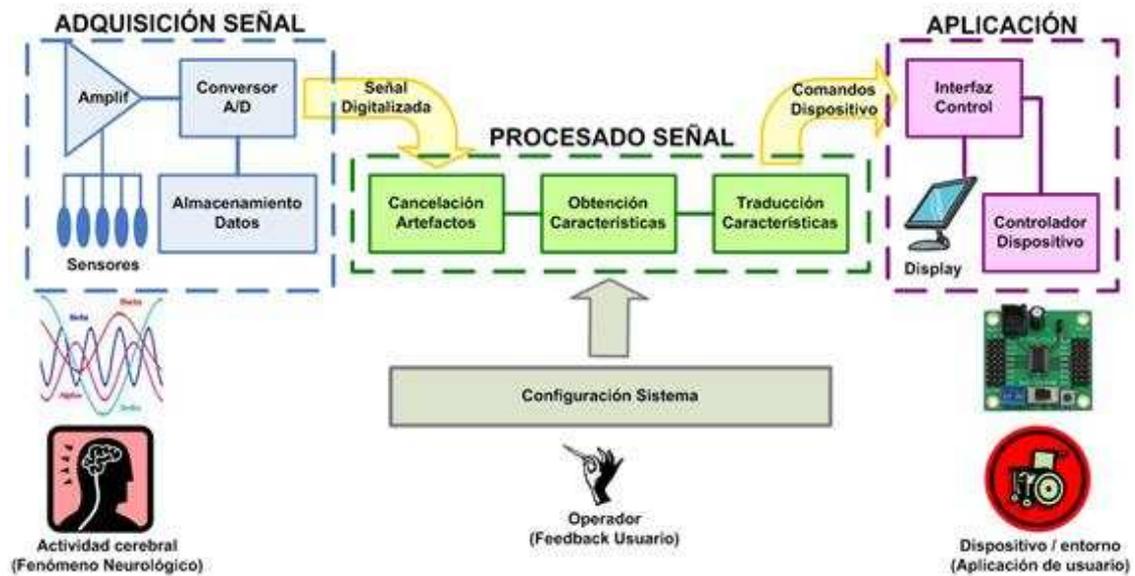
Por interfaz Cerebro Máquina (BCI) entendemos a cualquier sistema de comunicación que traduce las intenciones del usuario, registradas a partir de las señales eléctricas, magnéticas, térmicas o químicas que genera nuestro cerebro, en órdenes que son interpretadas y ejecutadas por una máquina o un ordenador. De esta forma, un sistema BCI crea un nuevo canal que permite a los usuarios interactuar con su entorno únicamente mediante su actividad cerebral, sin utilizar por tanto el sistema nervioso periférico ni, en consecuencia, el sistema muscular.



**2-1 Sensor de ondas cerebrales**

El concepto de BCI ha sido objeto de investigación desde hace tres décadas con el objetivo de crear un nuevo interfaz que permitiera a las personas con graves discapacidades motoras – ya se trate de enfermedades degenerativas en las que se pierde progresivamente la capacidad de movimiento (Esclerosis Lateral Amiotrófica, distrofia muscular), o de algún tipo de trauma que haya reducido sus capacidades (apoplejía, lesión cerebral o medular, amputación de algún miembro), controlar dispositivos electrónicos (ordenadores, sintetizadores de voz, prótesis, etc.) u otras aplicaciones que les sirvan de ayuda en su vida diaria y les proporcionen mayor independencia.

El proceso típico de un sistema BCI se puede resumir según la figura que mostramos al final del párrafo. Nos parece muy importante señalar que si cambiamos el cerebro por el corazón, tenemos el esquema del que partiremos más tarde en el diseño del observador dinámico:



2-2 Diagrama de flujo de la señal en una BCI

1. Adquisición de señal, cuyo objetivo es el registro de la actividad cerebral del usuario y su adecuación al bloque de procesado de señal. Se trata por tanto de capturar el fenómeno neurológico que refleja las intenciones del usuario mediante sensores (electrodos en el cuero cabelludo, micro electrodos implantados en la superficie del córtex) y preparar la señal registrada para su procesado posterior mediante etapas de amplificación y digitalización.
2. Procesado de señal, etapa en la que se recibe la señal digitalizada y se transforma en los comandos que entiende el dispositivo sobre el que usuario está actuando. Este bloque funcional se divide en tres subetapas que actúan de forma secuencial:
  1. Cancelación de ruido, componente que se encarga de eliminar los artefactos (ruido debido a otro tipo de actividad bioeléctrica como por ejemplo la que resulta del movimiento ocular o muscular o de cualquier otro origen) que contaminan la señal de entrada.
  2. Obtención de características, que traduce la señal cerebral de entrada en un vector de características en correlación con el fenómeno neurológico asociado a la señal.
  3. Traducción de características, que transforma el vector de características en una señal de control adecuada al dispositivo que se pretende controlar. Cuando la señal de control generada es un valor discreto (conjunto de posibles valores), se habla de clasificación de características.
3. Aplicación, bloque funcional que recibe los comandos de control y realiza las acciones correspondientes en el dispositivo. Este bloque también puede incorporar una pantalla que proporcione feedback al usuario.
4. Configuración, que permite a un operador definir los parámetros del sistema, como por ejemplo, determinadas variables para las diferentes etapas del procesado de señal. El operador no tiene por qué ser una persona técnica que ajuste el sistema BCI, sino que puede ser el propio usuario del sistema o, en el caso más deseable, algoritmos automáticos que ajustan el comportamiento del sistema en función de los resultados obtenidos y el feedback del usuario.

Existen y están en desarrollo gran cantidad de sensores fisiológicos con finalidades diversas desde el control de enfermedades como por ejemplo de la diabetes que controlan continuamente el nivel de glucosa y provocan la inyección de insulina pudiéndose convertir de facto en páncreas artificiales informatizados.

Otro tipo de sensores son los utilizados en técnicas de biofeedback que pueden controlar parámetros de diversos órganos o sistemas como el circulatorio, respiratorio, glandular, cerebrales.

Por último, dentro de sensores o interfaces hombre máquina, nos encontramos con los interfaces de movimiento. Estos interfaces obtienen información del movimiento de alguna parte del cuerpo humano y son transformados en órdenes a un ordenador para muy diversas aplicaciones, como por ejemplo:

- Movimiento de cursor en base al movimiento pupilar.
- Control de sistemas de armamento por el movimiento de la cabeza de pilotos de aeronaves de combate.
- Detector de sueño de conductores de vehículos, que mediante una cámara enfocada a la cara del conductor mide sus reacciones y parpadeo o cuando detecta que el conductor baja la cabeza
- Pantallas táctiles, detectores/reconocedores de movimientos para aplicaciones de ocio tipo Microsoft Kinect y PS3 Move, etc.

## 2.2 Biofeedback

### INTRODUCCIÓN

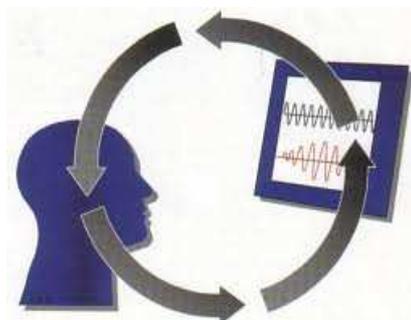
Como veremos a lo largo de este proyecto, la idea del observador dinámico surge en gran parte de la idea del biofeedback, como una evolución de la misma. Este apartado es uno de los más importantes del estado del arte, ya que ayudará a comprender la razón de que algunas cosas se hicieran como se describe en esta memoria, y a su vez dará una idea de la importancia que puede tener este proyecto en un futuro cercano.

Hay que destacar que es un método de gran aceptación en la mayoría de la comunidad científica, y que supuso una innovación con los métodos tradicionales de tratamiento de bioseñales. Para hacerse una idea de la importancia que tiene esta técnica, hay 7155 referencias a 'biofeedback' en la base de datos Medline. Los métodos tradicionales de estimulación utilizan un análisis offline de los resultados, programando la batería de estímulos a priori, y sin ser capaces de visualizar los resultados en tiempo real.

En la introducción de los apartados más importantes del estado del arte indicaremos artículos que han sido consultados para la elaboración de la memoria. En este caso, nos parecen de especial importancia los siguientes: (Siepmann, Aykac, Unterdörfer, Petrowski, & Mueck-Weymann, 2008), (Giardino, Chan, & Borson, 2004) y (Wheat & Larkin, 2010), en los que se utiliza la variabilidad cardíaca (veremos un poco más adelante su significado (Cowan, Kogan, Burr, Hendershot, & Buchanan, 1990)) como señal de referencia.

### DEFINICIÓN

Las técnicas de biofeedback persiguen que un sujeto, mediante estimulación con señales (típicamente auditivas o visuales) y la monitorización de distintos parámetros corporales, tenga consciencia de cambios fisiológicos y biológicos que normalmente no son percibidos (ritmo cardíaco, presión arterial, conductancia de la piel, velocidad del pulso, nivel de actividad cerebral en una región determinada, etc).



**2-3 Esquema biofeedback: se le muestran al sujeto sus variables corporales, y él aprende a controlarlas tras un tiempo de aprendizaje**

El objetivo final de estas técnicas es que el sujeto puede aprender a modificar sus propios estados orgánicos y provocar su normal funcionamiento o control. Aunque en principio las funciones que se tratan de auto controlar se llevan a cabo de manera automática por el sistema nervioso autónomo, es sabido desde la más remota antigüedad que existen procedimientos para influir voluntariamente sobre algunas de ellas. Determinados maestros de yoga de la India son capaces de influir voluntariamente sobre su ritmo cardíaco, respiración, temperatura corporal, etc, entrando en un trance o estado de consciencia "especial" mediante la práctica de la meditación y el aprendizaje de diversas técnicas.

Estas técnicas aunque de reciente aparición se aplican en áreas muy diversas dentro de los campos de la medicina y la psicología. Amplios trabajos avalan la utilización de estas técnicas de retroalimentación en trastornos cardiovasculares, respiratorios, neuromusculares, gastrointestinales, circulatorios y en general en las enfermedades psicosomáticas y en el tratamiento del estrés.

En el campo de la psicología, el tratamiento de fobias, neurosis, depresión, ansiedad, angustias e insomnio son algunos de los problemas factibles de tratarse mediante entrenamiento de biofeedback (BFB).

Las primeras acciones terapéuticas de las técnicas BF datan del siglo XIX como por ejemplo las técnicas desarrolladas con Graham Bell para enseñar a hablar a un sordo con el empleo de dos dispositivos un *phonautograph*, creado por Édouard-Léon Scott, y un medidor de presión que transformaba las vibraciones del sonido en señales visuales sobre un cristal ahumado.

El término de biofeedback se adoptó en 1969 en la primera conferencia que tuvo lugar en Santa Mónica (Estados Unidos) creándose la Bio-Feedback Research Society permitiendo con ello un foro de intercambio de experiencias e investigación.

En la actualidad al menos existen tres organizaciones profesionales: la Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB), Biofeedback Certification Institution of America (BCIA), y la International Society for Neurofeedback and Research (ISNR).

En una sesión normal de BFB se colocan una serie de sensores al paciente, estos mandan la información a un sistema de monitorización que transforma las medidas en señales sensoriales como sonidos, colores o un monitor con gráficos. El terapeuta dirige al paciente en la realización de ejercicios mentales. Por el procedimiento de ensayo y error el paciente pronto aprenderá a identificar las actividades mentales que producen los cambios físicos deseados.

Un ejemplo que se cita comúnmente son los bolos. Imaginemos un individuo que no tiene ninguna experiencia previa ni conocimiento del juego. Este individuo coge una bola y se pone a jugar. En un principio no obtendrá resultados positivos, pero con el paso del tiempo irá mejorando. Las acciones que corrige no tienen ni siquiera que ser conscientes, pero con la práctica irá viendo las relaciones que hay entre acciones voluntarias de su

cuerpo y los resultados del juego. Se trata de un ejemplo de andar por casa de los fundamentos en los que se basa el biofeedback.

Existen múltiples tipos de sensores de aplicación en las técnicas BFB, algunos son habituales en técnicas clínicas de diagnóstico y se pueden utilizar en técnicas de BFB. Los más utilizados son: Electromiografo, termómetro dermal, Electrodermatógrafo, Electroencefalógrafo, Fotodermógrafo, Electrocardiografo, Neumógrafo, Capnógrafo, Hemoencefalógrafo. A continuación se describen brevemente.

#### *Electromiografo*

Este sensor utiliza electrodos sobre la superficie de la piel con el objeto de detectar la actividad muscular.

#### *Termómetro dermal*

Este sensor mide la temperatura de la piel mediante un termistor. Los cambios de temperatura se pueden relacionar directamente con la dilatación o constricción de los vasos sanguíneos.

#### *Electrodermatógrafo*

Mide la actividad eléctrica de la piel, conductancia, carga y resistencia. Determinados estados varían el nivel de glucosa en sangre u otros factores que inciden directamente en la conductividad de la piel.

#### *Electroencefalógrafo*

Mide la activación eléctrica del córtex cerebral con sensores en la cabeza. Mide la actividad eléctrica mediante la amplitud de las señales y la potencia relativa con respecto a otros puntos de medida y detecta que partes del cerebro se activan.

#### *Fotodermógrafo*

Mide el flujo relativo de sangre mediante un sensor fijado en un dedo o en la sien del paciente. Se mide la señal reflejada de un emisor infrarrojo y se cuantifica en una escala. Menos luz es absorbida cuanto mayor es el flujo de sangre y por tanto el sensor recibe mayor cantidad de luz infrarroja reflejada.

Fotodermatógrafo puede medir los pulso de volumen de sangre que es el cambio progresivo del volumen de sangre en cada latido, mide también el número de pulsaciones así como la variabilidad de las pulsaciones entre cada dos pulsaciones.

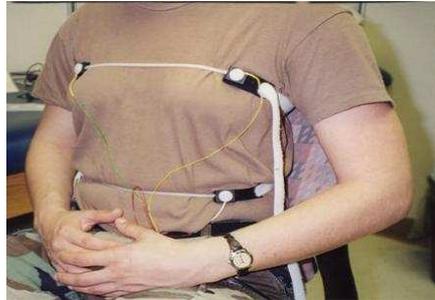


**2-4 Electrocardiógrafo**

#### *Electrocardiógrafo*

Este instrumento muy extendido en el uso médico utiliza múltiples sensores adosados a diferentes partes del cuerpo para medir la actividad eléctrica del corazón. Es más

sofisticado y dispone de mayor número de sensores y consigue medir con más precisión lo mismo que el Fotodermógrafo.



**2-5 Neumógrafo**

### *Neumógrafo*

Mide la tensión respiratoria para lo que emplea una banda flexible que se coloca alrededor del pecho, abdomen o en ambos. La medida de la tensión proporciona feedback sobre la expansión o contracción relativa del pecho y abdomen y puede medir también el régimen respiratorio. Su utilización clínica principal es en la corrección de disfunciones respiratorias. Sus aplicaciones en biofeedback son varias: ansiedad, asma, hipertensión, ataques de pánico y estrés. Se puede emplear en conjunción con el cardiógrafo y/o el Fotodermógrafo en la medición de régimen de variación cardíaca.

### *Capnógrafo*

Es un instrumento que mide la presión parcial de dióxido de carbono en la fase final de la exhalación durante las respiraciones. Con este instrumento se obtiene un índice de la calidad de la respiración de un paciente. Respiraciones cortas y rápidas disminuyen el nivel de CO<sub>2</sub> mientras que las respiraciones profundas y pausadas incrementan el nivel de CO<sub>2</sub>.

### *Hemoencefalógrafo*

Este instrumento crea una imagen infrarroja del cerebro; las diferentes medidas se muestran en colores que reflejan la cantidad de oxigenación de las zonas escaneadas.

## **APLICACIONES CLÍNICAS DEL BIOFEEDBACK**

El BFB es efectivo en un amplio rango de enfermedades. Por ejemplo es efectivo en el tratamiento de la incontinencia urinaria, siendo un tratamiento recomendado por agencias sanitarias para esta dolencia. El BFB es una opción para aquellas personas que no desean tratamientos con medicamentos considerados peligrosos o como un complemento a los mismos. Si la opción es evitar los medicamentos, se evitan así los efectos no deseados o secundarios de los mismos. Es también una opción frente a los pacientes con alergias a medicamentos. La técnica contra la incontinencia urinaria nocturna consiste en un sensor que hace sonar una alarma cuando el niño se orina cuando duerme. Este simple dispositivo enseña al niño rápidamente a levantarse cuando su vejiga está llena y a controlar el músculo prostático.

Otras técnicas de BFB que pueden ser usadas con efectividad en niños, es la aplicación de técnicas de neurofeedback combinadas con terapia cognitiva para provocar mejoras en la conducta y en los niveles de inteligencia en niños con déficit de atención e hiperactividad. También las técnicas de BFB combinadas con la ingesta de fibras, pueden obtener importantes mejoras en niños con dolores abdominales. Técnicas de BFB térmicas ayudan a reducir migrañas y la tensión crónica que producen los dolores de cabeza en niños y adolescentes.

Las técnicas de BFB bien por sí mismas o en combinación con otros tratamientos, pueden ser también útiles para las siguientes dolencias:

*Anorexia nerviosa*

*Ansiedad*

*Asma*

*Autismo*

*Dolores de espalda*

*Diuresis nocturna*

*Incontinencia urinaria y fecal.*

*Dolores crónicos*

*Estreñimiento*

*Depresión*

*Diabetes*

*Epilepsia*

*Presión sanguínea alta*

*Disfunciones de aprendizaje*

*Dolores musculares*

*Espasmos musculares*

*Desordenes sexuales*

*Dolencias de columna*

*Desordenes por abusos de sustancias*

La técnica de BFB no tiene un nivel de eficacia reconocido para todas las dolencias. Así en los distintos niveles establecidos que van desde “No empíricamente demostrado” (nivel 1) hasta “eficacia y precisión” (nivel 5) podemos encontrar las técnicas BFB para las distintas dolencias.

Nivel 1 “No empíricamente demostrado”. Aquí se incluyen las aplicaciones apoyadas en informes anecdóticos o estudios no concluyentes. En esta categoría se encuentran dolencias como desordenes alimentarios, inmunidad, daños de la columna y síncope.

Nivel 2 “Posible eficacia”. Se requiere al menos un estudio estadísticamente solvente. Aquí se clasifican dolencias como: asma (Lehrer et al., 2004), autismo, parálisis facial, parálisis cerebral, dolencia de arteria coronaria, fibrosis quística, depresión (Karavidas et al., 2007), disfunción eréctil, fibromialgia, disfonía de mano, colon irritable, estrés post traumático, fallos respiratorios, incontinencia urinaria.

Nivel 3 “Eficacia probable”. Este nivel requiere de la existencia de múltiples estudios clínicos. En este nivel se asigna a las dolencias: alcoholismo, abuso de sustancias, artritis,

diabetes, desordenes fecales en niños, incontinencia fecal en adultos, insomnio, dolor de cabeza pediátrico, daños traumáticos cerebrales, incontinencia urinaria en hombres y vestibulitis vulvar.

Nivel 4 “Eficaz”. Para este nivel se requiere que los estudios cumplan una serie de requisitos clínicos que prueban la eficacia del tratamiento. En este nivel se encuentran los tratamientos a la ansiedad, dolores crónicos, epilepsia, dolor de cabeza en adultos, hipertensión, estreñimiento, kinetosis (mareos por movimiento), enfermedad de Raynaud (decoloración de dedos), desorden tempomandibular.

Nivel 5 “Eficaz y específico”. En este nivel debe probarse que el tratamiento es más eficaz que otros en al menos dos estudios independientes. Actualmente las técnicas de BFB aplicadas a la incontinencia urinaria femenina han obtenido este nivel.

De cualquier manera, las técnicas de BFB han sido cuestionadas por parte de la comunidad médica respecto a su eficacia y coste en relación con tratamientos clínicos de otro tipo. Pese a todo, se ha avanzado mucho en estas cuestiones y el número de críticos se ha ido reduciendo, lo que consolida poco a poco a estas técnicas como una opción clínica viable y con notables ventajas por la menor incidencia de daños colaterales de las técnicas de BFB frente a los tratamientos estándares.

## **2.3 Sistema Nervioso Autónomo**

### **INTRODUCCIÓN**

Hasta ahora no hemos hablado de la segunda parte del proyecto en profundidad, pero el objetivo final de esa parte del proyecto es la caracterización del Sistema Nervioso Autónomo (SNA).

Es esencial comprender el funcionamiento del SNA para entender bien las posibles aplicaciones del proyecto, así como su funcionamiento actual. En el desarrollo de esta memoria y en el trabajo futuro veremos por qué es tan interesante esta funcionalidad del proyecto, mientras que ahora nos limitaremos a definirlo y explicar brevemente su funcionamiento.

### **DEFINICIÓN**

Denominado también sistema neurovegetativo, o nervioso autónomo, o involuntario, o visceral, o gran simpático, es aquella parte del sistema nervioso que regula las funciones vitales fundamentales que son en gran parte independientes de la conciencia y relativamente autónomas, es decir, las funciones vegetativas (aparato cardiorrespiratorio, glándulas endocrinas, musculatura lisa, aparato pilo sebáceo y sudoríparo, etc.).

El Sistema Nervioso Autónomo, se encarga de controlar los movimientos musculares involuntarios, es decir los que se realizan sin que nosotros los programemos, como los del corazón, los del intestino y los de otros órganos internos.

El Sistema Nervioso Autónomo realiza dos funciones muy importantes que se complementan, una para acelerar y otra para frenar las actividades internas del cuerpo. Por ejemplo, al hacer ejercicio el corazón se acelera para llevar más oxígeno y nutrientes a los músculos, pero el corazón no puede llevar ese ritmo continuamente, por lo que la otra función del sistema es la de frenarlo cuando se deja de hacer ejercicio y permitir que recupere su ritmo normal.

El SNA tiene un control parcial sobre la tensión arterial, la movilidad y secreciones gastrointestinales, el vaciamiento de la vejiga urinaria, la sudoración, la temperatura corporal, la regulación del músculo cardíaco, del músculo liso y muchas otras funciones viscerales del organismo.

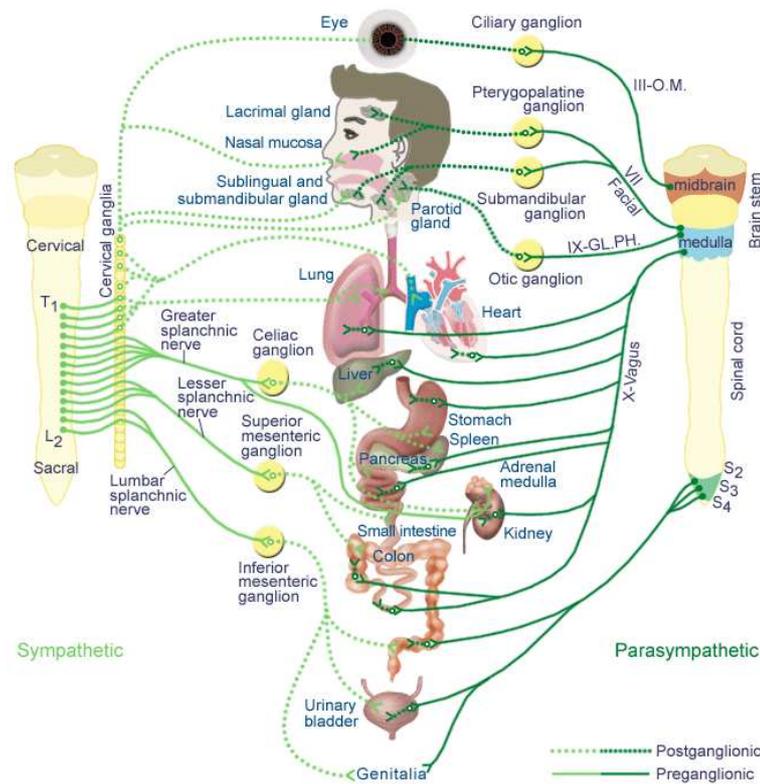
Una de las características más llamativas es la rapidez y la intensidad con la que puede cambiar las funciones viscerales. Por ejemplo, en 3 a 5 segundos, puede duplicar la frecuencia cardíaca, y en 10 a 15 segundos la tensión arterial

Se divide en dos sistemas, el Sistema Nervioso Simpático (SNS) y el Sistema Parasimpático (SNP) que realizan acciones opuestas de una misma función.

El SNS prepara al organismo frente a las situaciones de emergencia y procesos de gasto de energía. Durante el estrés físico y emocional, el Sistema Simpático domina sobre los procesos del Sistema Parasimpático. El Sistema Simpático está estimulado por el ejercicio y situaciones de miedo, vergüenza, ira. El conjunto de respuestas fisiológicas del Sistema Simpático se denominan “respuestas de lucha o huida”, provocando diversas reacciones:

- Dilatación de las pupilas.
- Aumenta la frecuencia cardíaca, la fuerza de contracción y la presión arterial.
- Constricción de los vasos sanguíneos de órganos no esenciales tales como la piel y las vísceras.
- Dilatación de los vasos sanguíneos de los órganos que participan en el ejercicio o en la lucha contra un peligro: músculo esquelético, músculo cardíaco, hígado, tejido adiposo. Por lo tanto también aumento de la temperatura.
- Respiración acelerada y profunda y dilatación de los bronquios para permitir un flujo de entrada y salida de aire en los pulmones más rápido.
- Elevación del nivel de glucosa en sangre a medida que el hígado transforma el glucógeno en glucosa.
- Estimulación de la médula de las glándulas suprarrenales para que libere adrenalina y noradrenalina.

Inhibición de los procesos que no son esenciales para afrontar la situación de estrés, por ejemplo, movimientos musculares del tracto gastrointestinal y las secreciones digestivas se ralentizan o interrumpen. La activación del Sistema Nervioso Parasimpático (SNP) está orientada, al contrario de la del simpático a la conservación y recuperación de energía. Regula principalmente las actividades que conservan y restablecen la energía del organismo durante los momentos de descanso o recuperación. Se usan las siglas “SLUD” para recordar las respuestas parasimpáticas: Salivación, Lagrimeo (esto además es único del Sistema Parasimpático), Urinario (la micción), Defecación. El Sistema Parasimpático también disminuye la frecuencia cardíaca, cierra vías respiratorias no necesarias en el reposo, etc. Está relacionado con la digestión y absorción del alimento y la eliminación de productos de desecho. El miedo que puede surgir ante ciertas situaciones hace que se active el Sistema Parasimpático, y se pierda el control de la defecación o micción



## 2-6 Conexiones del SNA con distintos órganos del cuerpo humano

La estimulación del SNP produce una disminución de la frecuencia cardíaca y de la velocidad de conducción auriculo-ventricular. Origina constricción del músculo liso con afectación bronquial, miosis, etc. Los signos de descarga parasimpática son: náusea, vómito, movimientos intestinales, enuresis, defecación. También origina un aumento de las secreciones.

No existe un centro bien definido, puramente central, del SNA. La integración de la actividad del SNA puede ocurrir a todos los niveles del eje cerebroespinal. La actividad eferente puede ser iniciada a nivel de la médula espinal, tronco encefálico e hipotálamo. El principal centro está localizado en el hipotálamo.

Las funciones del SNS están controladas por el núcleo posterolateral del hipotálamo. La estimulación de este núcleo, resulta en una descarga masiva del sistema simpático. Las funciones del SNP están controladas por los núcleos medios y parte del anterior del hipotálamo.

El *nervio vago* es el que tiene la distribución más amplia de todo el SNP, siendo responsable por más del 75% de la actividad del SNP. Inerva el corazón, los pulmones, el estómago, intestino delgado, la mitad proximal del colon, hígado, vesícula biliar, páncreas y porción alta de los uréteres.

En resumen, el sistema nervioso autónomo consiste en un complejo entramado de fibras nerviosas y ganglios que llegan a todos los órganos que funcionan de forma independiente de la voluntad. En un gran número de casos, los impulsos nerviosos de

este sistema no llegan al cerebro, sino que es la médula espinal la que recibe la señal aferente.

Dependemos del equilibrio de las dos partes del Sistema Nervioso Autónomo (SNS, SNP). Cuando uno de los dos sistemas no funciona bien tanto por defecto como por exceso, desequilibra al otro. Nos alejamos de la homeostasis, y cuanto más crónico sea, más difícilmente volveremos a la estabilidad.

A pesar de que la inervación del sistema autónomo está regido por centros no conscientes, la relación es tan estrecha con la parte consciente de centros superiores, que ambos en muchas ocasiones estimulan de forma positiva o negativa su funcionamiento. Así, las emociones pueden causar estragos en nuestro ser y nuestra salud. Pueden desequilibrarnos hasta el punto de producir enfermedades somatizadas desde nuestro inconsciente. A la inversa, desde el consciente se puede llegar a controlar el sistema autónomo.

## 2.4 Conductividad de la piel

### INTRODUCCIÓN

Ahora comenzaremos a describir brevemente los órganos y variables que vamos a estudiar con nuestro proyecto. Comenzaremos con la conductividad de la piel.

Como se verá a lo largo del proyecto, estamos muy interesados en el funcionamiento de estos órganos, pero también de su relación con el SNA, explicado en el apartado anterior. Es cierto que nos extenderemos algo más con el corazón, ya que es el órgano del que depende el observador dinámico que hemos diseñado.

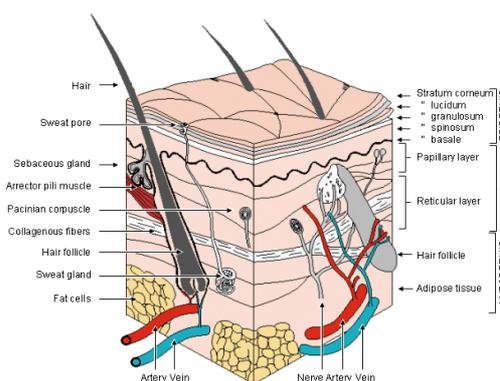
En nuestro proyecto mediremos la conductividad de la piel con un sensor construido por nosotros mismos para la caracterización del sistema simpático, por lo que es evidente la utilidad de este apartado.

Como lectura recomendada, aquí tenemos dos de los artículos que hicieron que nos decidiéramos a desarrollar esta medida: (C. Lee et al., 2005; Wahlund, Sorman, Gavazzeni, Fischer, & Kristiansson, 2010)

### LA PIEL

La piel es un órgano de tres capas (epidermis, dermis, subdermis) encargado de aislar el organismo del medio ambiente y procurar el mantenimiento del balance hídrico y térmico. Una de sus propiedades más reseñables, y más para este proyecto, es que es un buen conductor de electricidad.

La epidermis o capa externa está formada por 5 capas de células con un espesor de 1mm o menos.



2-7 Piel y sus partes más importantes

La dermis que es la capa intermedia oscila entre 0,5 y 6 mm contiene vasos sanguíneos nervios, vasos linfáticos, forúnculos capilares con sus músculos, glándulas sudoríparas, y glándulas sebáceas.

La subdermis contiene las conexiones con el tejido subcutáneo y la parte secretora de las glándulas sudoríparas.

El principal factor que influye en las variaciones de conductancia de la piel son las secreciones de las glándulas sudoríparas se encuentran distribuidas ampliamente en el organismo, sobre todo en la subdermis y principalmente en palmas y plantas.

Las glándulas sudoríparas actúan como resistencias eléctricas, de manera que al impregnarse de sudor, su resistencia disminuye (la conductividad aumenta).

La amplitud de la respuesta eléctrica depende de la cantidad de secreción que es llevada hasta los conductos y de la cantidad de glándulas sudoríparas activadas.

Las funciones de las glándulas sudoríparas son:

- Termorregulación, compensando la vasoconstricción incrementando la sudoración para disipar calor.
- Preparación térmica, para ajustar la carga de calor de la actividad muscular.
- Facilitar la manipulación, el sudor facilita las sensaciones táctiles necesarias en la manipulación.
- Minimizar la abrasión de la piel
- Acentuar la sensaciones táctiles

La producción de sudor, y por tanto la activación de las glándulas sudoríparas, depende del Sistema Nervioso Autónomo (SNA), siendo su neurotransmisor la acetilcolina.

Las respuestas electrodérmicas son cambios que se presentan en las propiedades eléctricas de la piel humana, generadas por interacciones entre eventos ambientales y ciertos estados psicológicos de una persona.

Es una forma de medir las respuestas del Sistema Nervioso Autónomo, específicamente del sistema nervioso simpático. Este responde en gran medida a pensamientos y a determinantes emocionales y motivacionales.

Las emociones y sentimientos que se encuentran implicadas en la activación de SNA son, fundamentalmente, las que disponen al organismo para el ataque o la defensa tales como temor, ansiedad, estrés aunque otros estados emocionales también lo activan, como la alegría. Sin embargo también está en relación con estímulos novedosos, intensos, de alto contenido emocional o significativos para el sujeto.

Esta información se puede utilizar para tratar desórdenes emocionales por ejemplo: fobias, ansiedad y tartamudeo. El uso más conocido de este método de biofeedback es el denominado "Polígrafo" o "máquina de la verdad".

Los métodos de la respuesta de piel galvánica están ganando actualmente renombre en prácticas de hipnoterapia y de psicoterapia, así como en el tratamiento de enfermos con

daños cerebrales o con autismo, puesto que los cambios fisiológicos sutiles que indican despertar emocional pueden ser detectados más fácilmente.

La medición de la respuesta galvánica de la piel tiene diferentes aplicaciones en la psicoterapia e hipnoterapia. Profundidades de trance hipnótico se pueden detectar con este tipo de medición. La detección de trance hipnótico además ha demostrado ser útil en la terapia de sugestión. La medición de la respuesta galvánica también puede resultar útil en la modificación de la conducta. Medir las respuestas psicológicas como el miedo es posible con la ayuda de la medición de la respuesta galvánica.

La señal que se obtiene al medir la conductividad de la piel se divide generalmente en dos: la parte tónica y la fásica.

La conductividad eléctrica tónica es la línea base de la conductividad de la piel, en ausencia de estímulos ambientales. Se le llama nivel de conductividad de piel. Se presenta cuando se secreta el sudor en la piel o cuando este es reabsorbido por las glándulas sudoríparas.

La conductividad eléctrica fásica es en realidad la respuesta galvánica de piel que se relaciona con estímulos ambientales y respuesta de activación de SNA (por lo que es la que se tiene en cuenta en el proyecto). Implica un aumento en la conductancia eléctrica de piel que dura entre 10 y 20 segundos antes de retornar a la basal. Se presenta cuando se llenan las glándulas sudoríparas. Para un evento en este parámetro se miden las siguientes variables:

- La amplitud de la respuesta, que es la diferencia de conductancia entre el nivel tónico (basal) en el momento de generar el estímulo (una pregunta por ejemplo) y el pico máximo que se presenta en el momento de la respuesta.
- El tiempo de latencia, lapso transcurrido entre el momento de finalizar el estímulo y el momento de respuesta del sujeto. No debe ser superior a 3 segundos
- El tiempo de elevación, lapso transcurrido entre el inicio de la respuesta y el momento en el que se presenta el pico. Se encuentra entre 1 a 3 segundos, generalmente.
- El tiempo medio de recuperación, lapso transcurrido entre el pico de la respuesta y el momento en el que la línea de respuesta regresa a la mitad del valor del pico. Se encuentra entre 2 a 10 segundos.

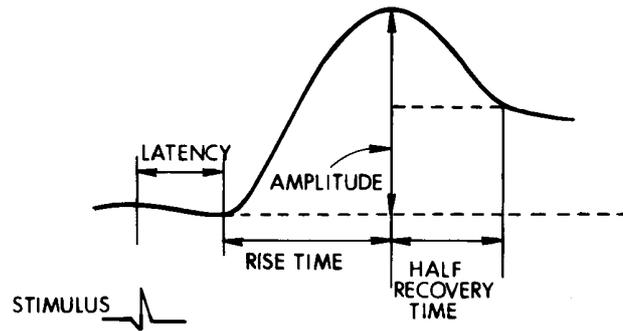


Figure 5. Graphical representation of principal EDA components.

**2-8 Evento electrotérmico representado en función del tiempo. Las unidades son arbitrarias, ya que lo que define el evento es su variación con respecto al nivel base**

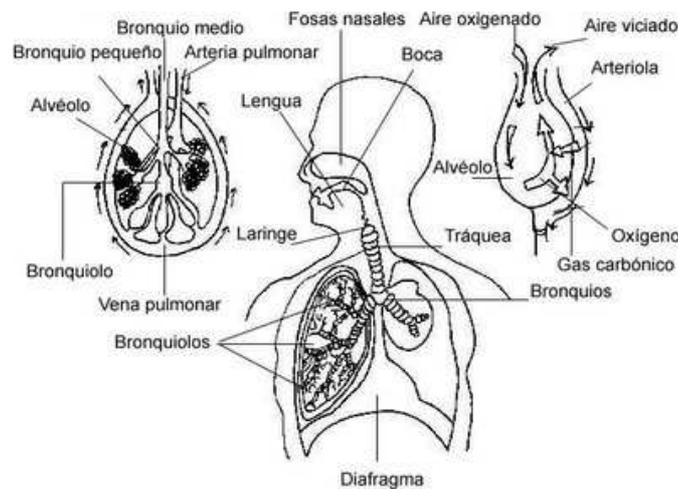
El método de medida es mediante la aplicación de un voltaje constante en la piel por medio de electrodos de manera tal que el flujo eléctrico pueda ser medido entre dos puntos diferentes. El voltaje es tan pequeño que resulta imperceptible para el sujeto. A pesar de eso, es factible registrar los cambios que se presentan en el flujo eléctrico ya que este se modifica en relación con la conductancia de la piel.

## 2.5 Sistema respiratorio

### INTRODUCCIÓN

Vamos a explicar brevemente el sistema respiratorio, y su relación con el SNA. Más adelante describiremos por qué es importante la medida que tomamos de este sistema.

### DEFINICIÓN



### 2-9 Sistema respiratorio y sus partes más importantes

El sistema respiratorio es el responsable de aportar oxígeno a la sangre y expulsar los gases de desecho, de los que el dióxido de carbono es el principal constituyente. Las estructuras superiores del sistema respiratorio están combinadas con los órganos sensoriales del olfato y el gusto (en la cavidad nasal y en la boca) y el sistema digestivo (desde la cavidad oral hasta la faringe). En la faringe, los órganos respiratorios especializados se bifurcan. La laringe está situada en la parte superior de la tráquea. La tráquea desciende hacia los bronquios, que se ramifican para pasar a través de los hilos de los pulmones izquierdo y derecho. Los pulmones contienen los pasillos más estrechos, o bronquiolos, que transportan aire a las unidades funcionales de los pulmones, los alvéolos. Allí, en las miles de diminutas cámaras alveolares, se transfiere el oxígeno a través de la membrana de la pared alveolar a las células sanguíneas de los capilares. Del mismo modo, los gases de desecho se desprenden de las células sanguíneas hacia el aire en los alvéolos, para ser expelidos en la exhalación. El diafragma, un músculo grande y delgado situado debajo de los pulmones, y los músculos intercostales y abdominales son los responsables de ayudar al diafragma, contrayendo y expandiendo la cavidad torácica. Las costillas funcionan como soporte estructural de todo el conjunto torácico y las

membranas pleurales ayudan a proporcionar lubricación a los órganos respiratorios de forma que no se irriten durante la respiración.

El sistema respiratorio es controlado por el sistema nervioso autónomo SNA, aunque en parte puede ser controlado de forma consciente. El SNA, entre otras funciones, prepara al organismo para las reacciones de lucha-huida y produce un aumento de la temperatura corporal que el organismo compensa incrementando la sudoración, para refrigerarse. Por otro lado, la piel resbaladiza a causa del sudor dificulta ser capturados.

Todos estos cambios constituyen las respuestas fisiológicas de la ansiedad, respuesta, que a su vez acaba influyendo o modulando las respuestas cognitiva y conductual.

La preparación del organismo para una situación de estrés requiere un aporte energético extra (glúcidos y lípidos). Estas materias primas se transforman en energía, mediante procesos de combustión, para lo que se necesita oxígeno, el combustible de nuestro organismo, en mayor cantidad.

El SNA, concretamente el sistema simpático, se encarga del aumento de la frecuencia e intensidad de la respiración, necesarios para tener un mayor suministro de oxígeno en los músculos. Este aumento puede transformarse en hiperventilación, lo que conlleva que se reduzca el nivel de dióxido de carbono en la sangre y se desencadenan una serie de sensaciones desagradables como: hormigueo, mareo, debilidad, sensación de desmayo, sudoración, escalofríos, visión borrosa, taquicardia, nudo en la garganta, temblor, sensación de irrealidad, opresión/dolor en el pecho, sensación de falta de aire, cansancio.

El sistema simpático actúa sobre el sistema respiratorio con los siguientes efectos:

- Dilatación bronquial
- Aumento frecuencia

A la inversa el sistema parasimpático se encarga de la desactivación del estado de lucha-huida en los respecta al sistema respiratorio. Por tanto el sistema parasimpático actúa sobre el sistema respiratorio con los siguientes efectos:

- Constricción bronquial
- Broncosecreción.
- Reducción de la frecuencia

Muchas de las enfermedades actuales, tienen su origen en la forma en que el sujeto responde ante determinadas circunstancias. Por ejemplo, ante situaciones de alta activación, tales como el estrés, es importante saber cómo actúa el sujeto, con el fin de poder modificar aquellas conductas que sean inadecuadas, o entrenarle en aquellas otras que siendo adecuadas, no estén en su repertorio. Para ello pueden utilizarse diversas técnicas. En general, siempre se ha considerado que la relajación y en concreto la relajación muscular progresiva, es el método por excelencia para que el sujeto consiga reducir sus niveles de activación, tanto ante situaciones de estrés, como en reposo, para

conseguir estados de relajación. Sin embargo, algunos estudios más recientes han puesto de manifiesto, que la utilización de técnicas respiratorias, puede ser igual o incluso más efectivo en algunas ocasiones, que la técnica de relajación muscular progresiva a la hora de conseguir un control de la activación por parte del sujeto. Evidentemente, la utilización de técnicas respiratorias se convertiría en este caso, en el procedimiento de elección para conseguir reducciones en la activación psicofisiológica, por ser un método más sencillo y fundamentalmente más rápido que las técnicas de relajación.

El equipo genérico que se emplea para la monitorización de la respiración se denomina pneumógrafo mide el movimiento abdominal/del pecho (como al respirar), generalmente con una galga de tensión. Se utilizan para detectar ritmo respiratorio, y para corregir patrones de respiración ineficaces, por ejemplo la respiración torácica y la apnea.

## 2.6 Funcionamiento del corazón y SNA

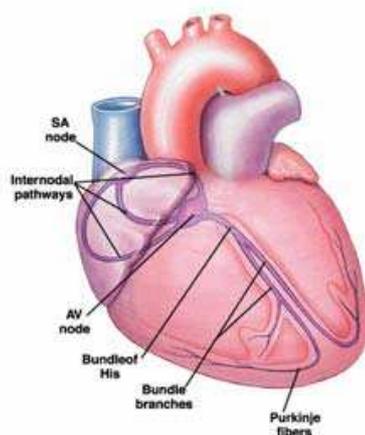
### INTRODUCCIÓN

Para comprender mejor este proyecto, es necesario conocer el funcionamiento del corazón. En concreto, vamos a explicar el funcionamiento eléctrico del corazón (que hace que se generen los latidos) y la conexión e influencia del sistema nervioso autónomo con el mismo.

Este apartado es muy importante, ya que tiene influencia sobre las dos partes del proyecto. Para el observador dinámico utilizamos la frecuencia cardiaca, y para la caracterización del SNA utilizamos la variabilidad del ritmo cardiaco, y sus conexiones con el sistema parasimpático.

Los funcionamientos de estos sistemas son complicados, aunque intentaremos explicarlo brevemente. Al final de esta sección hay un breve apartado sobre el sensor que utilizamos para medir el pulso.

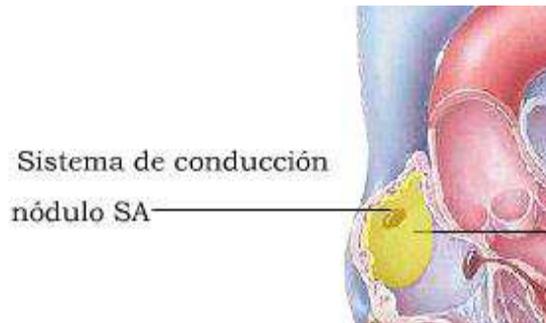
### FUNCIONAMIENTO



#### 2-10 Corazón y sus partes más importantes desde el punto de vista eléctrico

Todos los órganos de nuestro cuerpo necesitan oxígeno para trabajar. El medio de transporte para el oxígeno en nuestro cuerpo es la sangre, y el corazón es el encargado de repartirla por todo nuestro organismo.

Para que la sangre viaje a todos los rincones de nuestro cuerpo es necesario que se contraiga, y para ello nuestro corazón dispone de un sistema eléctrico propio. A continuación explicaremos brevemente el funcionamiento de dicho sistema.



### 2-11 Actividad eléctrica del corazón I (se genera el impulso)

Para la contracción del corazón se genera un impulso eléctrico en el nodo sinusal (SA), también conocido como 'marcapasos del corazón'. Este nodo se encuentra en la parte posterosuperior de la aurícula derecha, en la entrada de la vena cava y tiene forma ovalada (se puede observar en la imagen superior). Como veremos poco después, este nodo tiene conexiones con el sistema nervioso autónomo (SNA).

Desde el SA, el impulso eléctrico viaja hacia la parte inferior del corazón, diseminándose por las aurículas a través de las vías internodales. Esto produce la despolarización ventricular y su consecuente contracción.

El siguiente paso para el impulso eléctrico es el nodo auriculoventricular (AV), también de forma ovalada aunque más pequeño que el SA. Se puede observar su posición en la imagen. En este nodo, el impulso sufre una pausa de aproximadamente 0.1 segundos. Este nodo también tiene conexiones con el SNA.

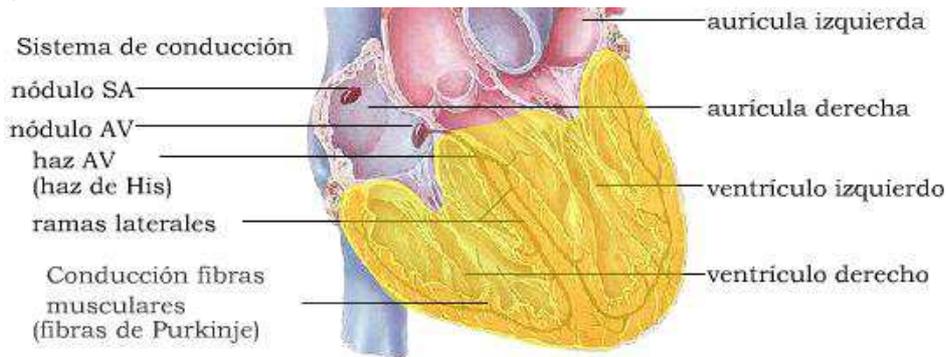
Este retraso entre los atrios y ventrículos permite que las aurículas tengan tiempo de vaciar completamente su contenido sanguíneo en los ventrículos. El que las aurículas y los ventrículos se contraigan simultáneamente inevitablemente causaría flujo retrógrado de sangre y un llenado ineficiente. Las aurículas están eléctricamente aisladas de los ventrículos, conectándose solo por la vía del Nódulo auriculoventricular (AV), el cual retarda brevemente la señal.



### 2-12 Actividad eléctrica del corazón II (el impulso llega al nodo AV, donde se retrasa brevemente)

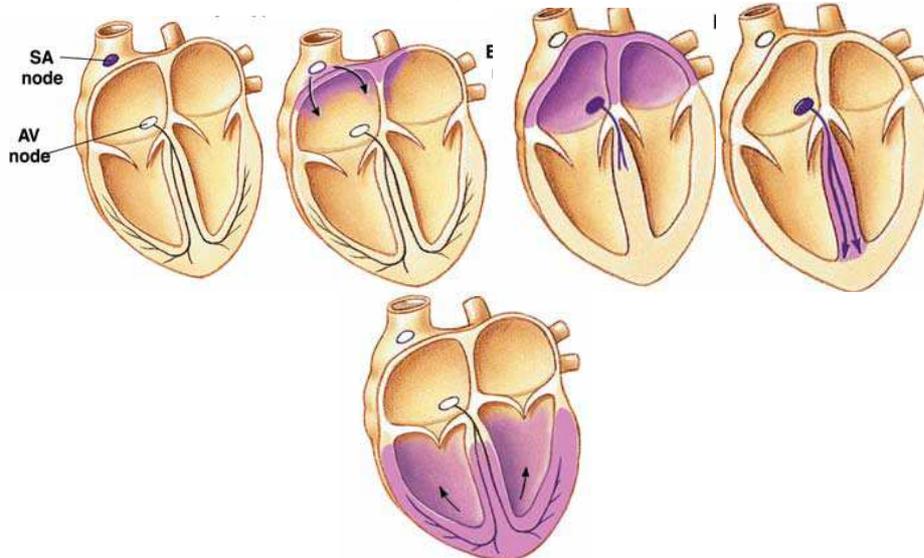
Después, nuestra señal eléctrica llega al haz de His. Se trata de tejido conductivo especializado que propaga el impulso eléctrico a los ventrículos. Constituido por 2 ramas. La velocidad de propagación es muy rápida. Para que el impulso eléctrico cause la contracción ventricular, tiene que llegar a las fibras musculares. Estas fibras se llaman

fibras de Purkinje, a donde llega la señal eléctrica finalmente, ocasionando la contracción ventricular.



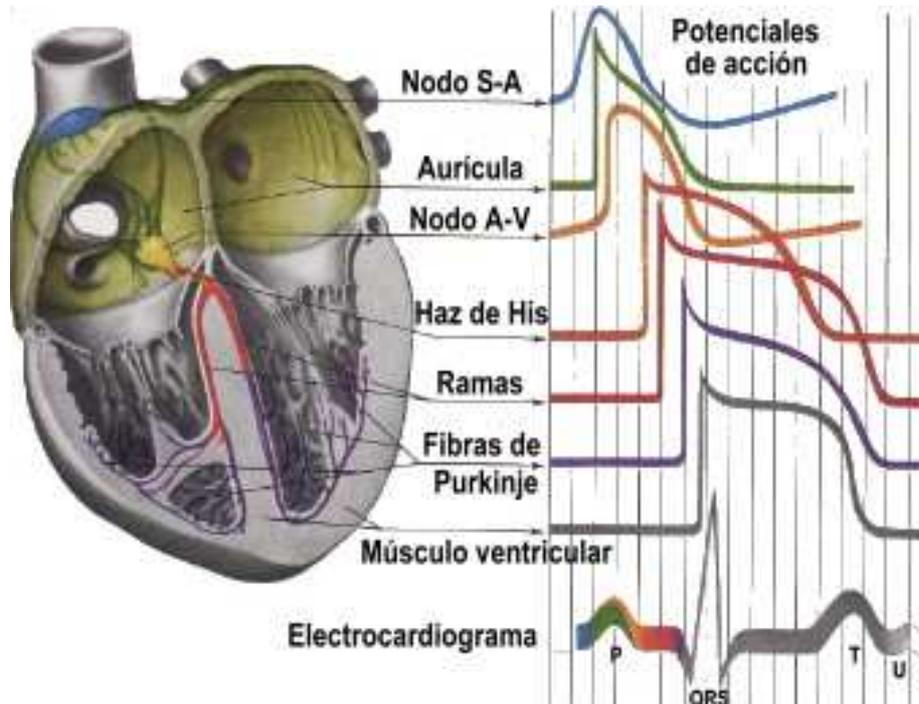
**2-13 Actividad eléctrica del corazón III (se produce la contracción ventricular tras llegar la señal a las fibras de Purkinje)**

Para verlo todo de una manera rápida, el viaje de la señal eléctrica sería el siguiente:



**2-14 Esquema de cómo viaja el pulso eléctrico para provocar la contracción del corazón**

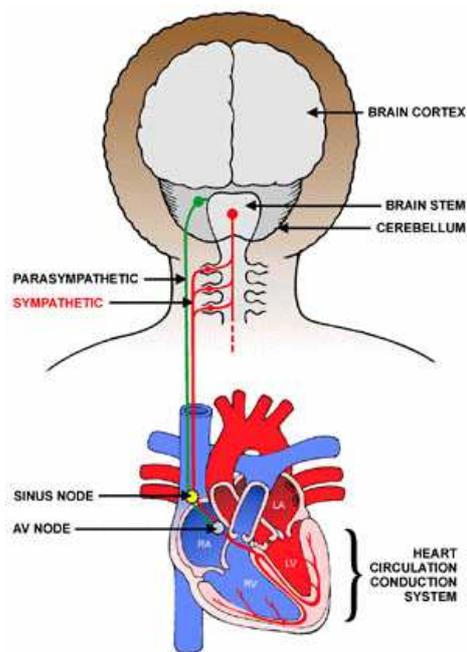
El electrocardiograma es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, y ampliamente conocido y utilizado en todo el mundo. En la siguiente imagen podemos observar qué partes del cardiograma nos dan qué información sobre el ciclo eléctrico del corazón (experimento realizado por Durrer en 1970).



2-15 Relación entre el ECG y la actividad eléctrica del corazón (Durrer 1970)

Hemos explicado anteriormente lo que era el Sistema Nervioso Autónomo, pero ahora veremos cuáles son los mecanismos por los que actúa sobre la frecuencia cardíaca.

A continuación tenemos una imagen que muestra los centros reguladores de la actividad de los sistemas simpático y parasimpático sobre el corazón, ya que como veremos, ambos tienen influencia.



2-16 Conexión del SNA con el corazón

### ESTIMULACIÓN PARASIMPÁTICA:

- La estimulación parasimpática libera acetilcolina en los receptores donde se encuentra principalmente (nódulos SA y AV).
- La acetilcolina baja el ritmo por el cual se generan los estímulos en el nódulo seno auricular.
- La acetilcolina también sube el umbral por el cual se excita el nódulo aurículo – ventricular.

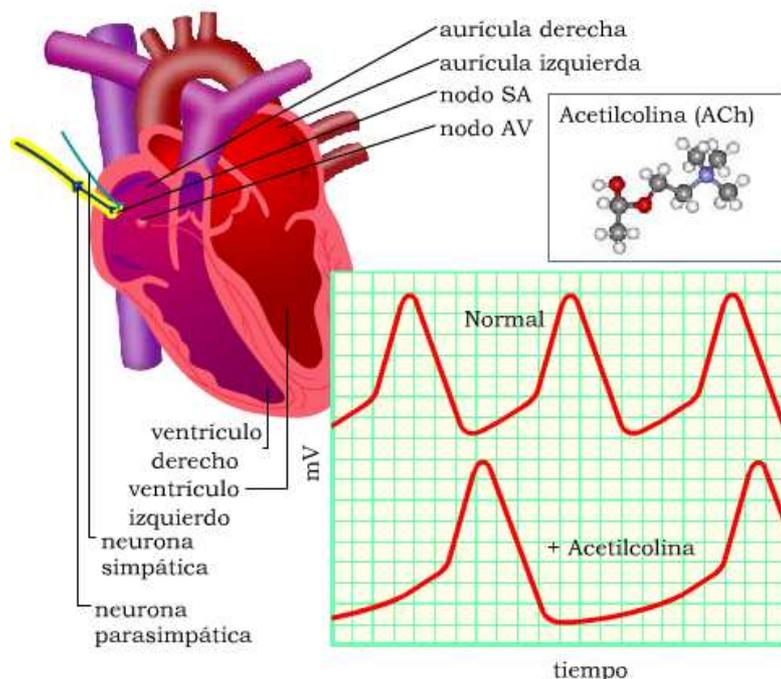
En conclusión, dicho estímulo tiene la capacidad de bajar la velocidad de producción de pulsos por parte del nódulo senoauricular y disminuir la velocidad de paso por el nódulo aurículo-ventricular. Llegado el caso, de una estimulación parasimpática muy enérgica puede incluso bloquearse al completo la transmisión del estímulo por el nódulo aurículo-ventricular.

### ESTIMULACIÓN SIMPÁTICA:

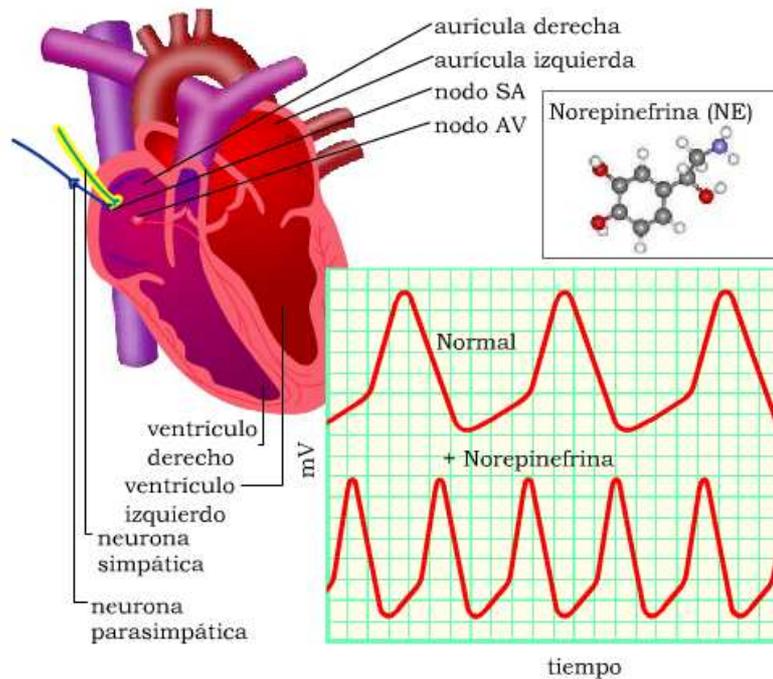
- Libera norepinefrina, la cual aumenta la intensidad de descarga del nódulo SA
- También disminuye el umbral de excitación de todas las células del corazón.
- Aumenta la fuerza de contracción de toda la musculatura cardíaca.

En conclusión la estimulación simpática produce un aumento de la frecuencia cardíaca, con mayor fuerza contráctil.

A continuación, dos imágenes para comprender ambos sistemas:



2-17 Actividad del sistema parasimpático



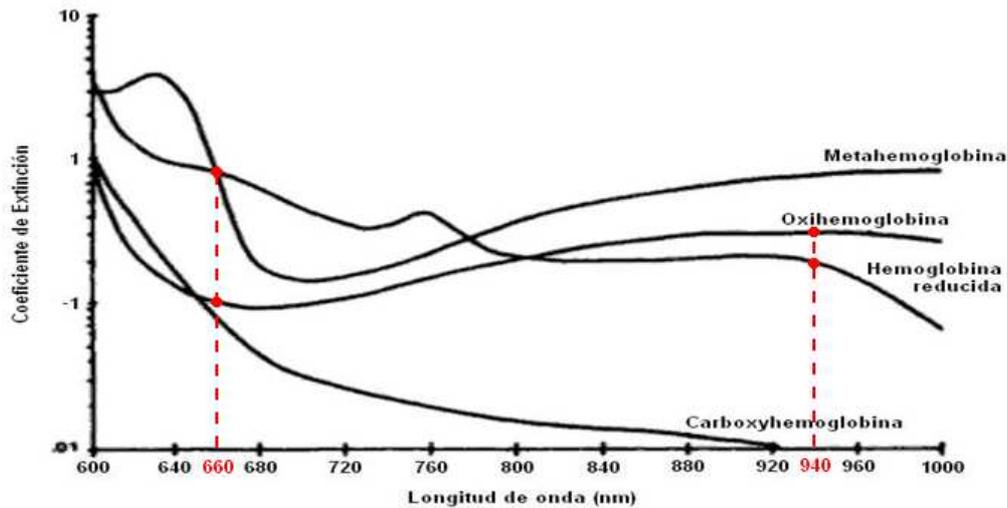
**2-18 Actividad del sistema simpático**

## **FUNCIONAMIENTO DEL SENSOR DE PULSO**

Durante el curso 2007/2008 (en la asignatura Medical Measurement Systems, impartida en la universidad Mälardalens Högskola, en Västerås, Suecia), nosotros mismos construimos un sensor del mismo tipo que el que ahora mismo utilizamos. Se trataba de un sensor muy simple, que detallaremos al final de esta sección.

La hemoglobina, un componente de nuestra sangre, tiene la propiedad de absorber luz. Esta simple característica hace posible el funcionamiento del sensor, la verdad es que de una manera muy simple.

Seguro que todo el mundo conoce esas pinzas que se ponen en un dedo en los hospitales, y también es bastante probable que hayamos escuchado hablar de la saturación de oxígeno en sangre. La pinza es un pulsioxímetro, y se basa en la diferencia de la capacidad de absorber luz de la sangre, según la longitud de onda de la luz incidente y el oxígeno contenido.

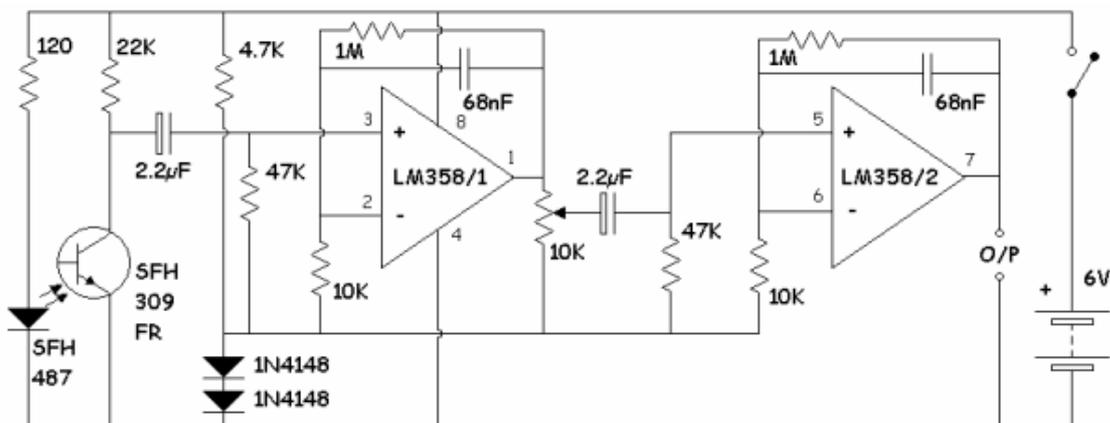


## 2-19 Diferencia de absorción de luz según longitud de onda y tipo de sangre (oxigenada o no oxigenada)

Si en vez de proyectar luz de dos diferentes longitudes de onda, proyectamos de una el efecto que veremos es el esperado de manera intuitiva. En el fotodiodo que debe haber en el otro lado del sensor, detectaremos menos luz cuando llega la sangre. Si ponemos el sensor en un punto donde la sangre no tenga que pasar de vuelta, veremos menos luz cuando pase la sangre, y así seremos capaces de distinguir latidos. Ese punto es, en nuestro caso, un dedo de la mano. Puede colocarse en el lóbulo de la oreja u otros sitios, pero el dedo es el más común.

Así, construir nuestro sensor es conceptualmente muy sencillo. Pones un led en un lado, a ser posible infrarrojo para que tenga menos interferencias, y un fotodiodo al otro. Con medir la diferencia de voltaje que te da el diodo tienes una medida del pulso. Es muy importante tener en cuenta la fase de amplificación y filtrado hardware cuando se trata de un sensor artesanal, como el que construimos en Suecia.

La configuración del sensor es la que presentamos a continuación, los valores especificados y los tipos de amplificadores operacionales pueden variar.



## 2.7 Variabilidad cardiaca (HRV)

### INTRODUCCIÓN

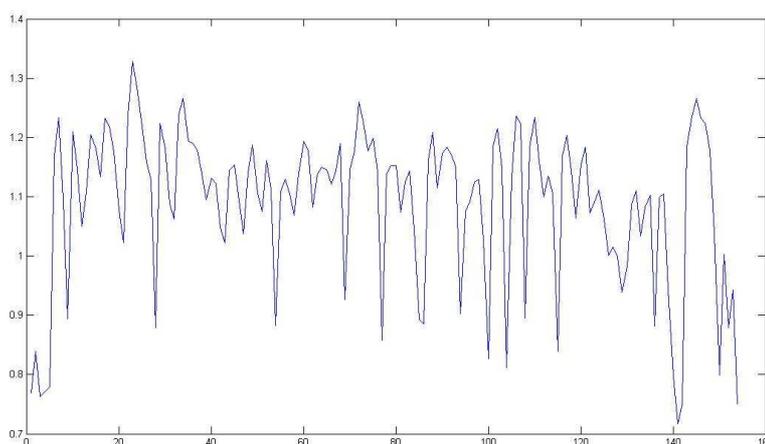
La variabilidad cardiaca es un tema de moda en los estudios más recientes sobre cardiología, y es una medida que utilizaremos en este proyecto. Además, se trata, como hemos comentado anteriormente, de la medida que tomamos para cuantificar la actividad del sistema parasimpático.

Como artículos de referencia en este tema, recomendamos los siguientes (Chuang, Han, Li, & Young, 2010; Wheat & Larkin, 2010; Zucker, Samuelson, Muench, Greenberg, & Gevitz, 2009).

### DEFINICIÓN

En los últimos tiempos, se ha descubierto que existe una relación evidente entre la mortalidad debido a enfermedades cardiovasculares y la actividad del sistema nervioso autónomo. Debido a esto, la búsqueda de medidas que nos den información sobre el balance de dicho sistema se ha convertido en algo prioritario. La variabilidad de la frecuencia cardiaca (VFC por las siglas en español, o HRV –Heart Rate Variability-, por sus siglas en inglés) es uno de los parámetros que más resultados positivos han brindado.

El HRV es la variación del tiempo que hay entre latidos consecutivos, y se ha establecido que dicha variación es debida a la modulación del sistema autónomo. También se han descubierto sus relaciones con la mortalidad cardiovascular. Para el análisis del HRV se utiliza el tacograma, tal y como se muestra a continuación (se trata de un tacograma que realiza nuestro programa, y que contiene mi actividad cardiaca):



**2-20 Tacograma grabado con nuestro programa. En el eje X está el tiempo en segundos, y en el eje Y se marca la diferencia en segundos que ha habido en ese latido con el anterior**

Consiste en representar en el eje X el tiempo en el que se dio el latido, y en el eje Y, la diferencia de tiempo que ha habido con el latido anterior en segundos.

El estudio del HRV comenzó hace algo más de 40 años, pero es en los últimos 10 cuando ha tomado una mayor importancia. Hay varios métodos para evaluar el HRV, los que más ventajas tienen son los métodos en el dominio de la frecuencia. Para realizar este tipo de análisis, se transforma el tacograma al dominio de la frecuencia (mediante la transformada de Fourier normalmente, aunque existen otros métodos). Una vez que se tiene el espectro de potencias de la señal transformada, se reconocen 3 bandas de frecuencia que aportan información del sistema nervioso autónomo: la alta frecuencia, o HF, relacionada con la actividad del sistema parasimpático; la baja frecuencia, o LF, relacionada normalmente con el sistema simpático y parasimpático (sin llegarse a deducir en qué medida está afectada por uno y otro, por lo que no se suele utilizar actualmente); y la muy baja frecuencia o VLF, que no se ha podido relacionar con el sistema nervioso autónomo. Queremos reseñar que al estar en estudio la influencia del SNA sobre la banda de LF, la incluiremos en el proyecto con el fin de poder analizarla. Además del análisis en el dominio de la frecuencia, también se puede realizar el análisis del HRV en el tiempo, aunque está demostrado que no reporta tanta información como los métodos que hemos descrito.

Las enfermedades cardiovasculares son la causa de muerte más común en el mundo occidental. Muere por muerte súbita entre un 0,1% y un 0,2% de la población mundial, siempre que no se tenga una enfermedad coronaria, en cuyo caso este porcentaje se incrementa dramáticamente. En los últimos años se han relacionado unos patrones de comportamiento del sistema nervioso autónomo con la mortalidad cardiovascular. Estos patrones son: disminución de la actividad parasimpática y aumento de la simpática. Se ha visto que cuando estos dos eventos se producen, hay mayor posibilidad de tener una arritmia que cause la muerte. Como hemos dicho anteriormente, esto ha hecho que los marcadores de la actividad del sistema autónomo hayan cobrado mucha importancia, y el HRV es uno de los más estudiados y fiables, ya que se ha demostrado que es capaz de valorar el riesgo que corre una persona de padecer estas enfermedades.

## **HISTORIA DEL HRV**

Los primeros que se interesaron por el HRV fueron Hon y Lee en 1965(LEE & HON, 1965). Observaron que el sufrimiento fetal se producía después de que el tiempo entre latidos sufriera variaciones apreciables antes incluso de verse un cambio en la frecuencia cardíaca. Desde entonces se realizaron algunos pocos estudios: Sayers y colaboradores enfocaron su atención en la existencia de ritmos fisiológicos en la señal de la frecuencia cardíaca latido a latido. Ewing y colaboradores, en los años 70, realizaron pruebas para detectar neuropatía diabética. Wolf y colaboradores, en 1977, encontraron asociación entre la disminución de la VFC y el alto riesgo de mortalidad luego de un infarto.

Es en 1981 cuando se utiliza el análisis espectral del HRV por primera vez. Akselrod y colaboradores hicieron ese primer estudio, que ayudó a comprender la influencia que tiene el sistema nervioso autónomo en la diferencia de tiempo entre latidos consecutivos del electrocardiograma. A finales de los 80 se confirmó que el HRV es un predictor de

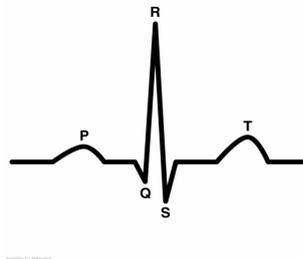
mortalidad efectivo tras un infarto de miocardio, y desde entonces creció notablemente el interés por esta medida.

El sistema nervioso autónomo está conectado al corazón mediante fibras tanto simpáticas como parasimpáticas, que regulan el funcionamiento del sistema eléctrico que controla la contracción de músculo cardíaco. De una manera simple, podríamos decir que el simpático es el sistema que hace que nuestro corazón lata más deprisa y el parasimpático es el que hace que lo haga más despacio. Actúan sobre la despolarización del nodo sinusal mediante sustancias químicas. El simpático hace que disminuya el HRV produciendo taquicardias, y el parasimpático hace que aumente el HRV produciendo bradicardias mediante la liberación de acetilcolina.

Todos sabemos que normalmente los deportistas tienen una menor frecuencia cardíaca. Esto se debe a que mediante el ejercicio físico se consigue un mayor dominio del parasimpático sobre el simpático.

## MÉTODOS DE EVALUACIÓN

Ahora veremos qué maneras hay de analizar la variabilidad cardíaca. Tradicionalmente se utilizaban registros de un electrocardiograma de 24 horas, de las que después se obtienen señales digitalizadas. Requiere que haya un profesional pendiente, y supervise los complejos electrocardiográficos, por lo que este método no resulta eficiente. Para la obtención del tiempo entre latidos se evaluaban los intervalos R-R del electrocardiograma (figura 2.21). Con el desarrollo de los pulsómetros digitales, todo se simplificó notablemente.



**2-21 Denominación de cada uno de los tramos del ECG**

Como hemos señalado anteriormente, hay dos maneras de evaluar el HRV: en el tiempo y en la frecuencia. Inicialmente solo se usaron los métodos de análisis del HRV en el tiempo, pero su uso es ahora bastante poco común, ya que tiene muchas limitaciones.

## MÉTODOS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO

Son unos métodos muy fáciles de implementar, pero su interpretación no está clara, y tienen que ser aplicadas a registros de larga duración. Se trata de mediciones estadísticas o geométricas sobre la curva del HRV:

- Medición directa de los intervalos R-R (y su derivada)
  - o Frecuencias cardíacas instantáneas (Desviaciones estándar de los intervalos R-R: SDNN, SDANN, dependiendo de la longitud del registro).

- Diferencias entre los intervalos R-R adyacentes (y su derivada)
  - o RMSSD (raíz cuadrada del sumatorio de esas diferencias), NN50 (nº de diferencias mayores de 50 milisegundos), pNN50 (porcentaje de las diferencias anteriores sobre el total).
- Métodos geométricos.

## MÉTODOS EN EL DOMINIO DE LA FRECUENCIA

Al contrario que los anteriores, se trata de métodos difíciles de implementar pero mucho más intuitivos de analizar.

Para transformar señales al dominio de la frecuencia tenemos las transformadas de Fourier, tan estudiadas a lo largo de nuestra carrera. Con ellas conseguimos la descomposición de la función de entrada en sus componentes frecuenciales.

Digamos que podemos comparar el tacograma con una orquesta musical. Si a la música tocada por una orquesta le aplicamos una transformada de Fourier (FT), podríamos identificar la actividad que tiene cada uno de los instrumentos en un momento dado. La idea es aplicar la FT al tacograma e identificar la actividad del sistema nervioso autónomo. Para el análisis espectral no hemos tenido en cuenta los métodos paramétricos, como el modelo AR, que también se utiliza para el análisis de HRV (en programas disponibles para investigadores que utilizan estas medidas, como el Kubios HRV, por ejemplo).

En estos métodos ya no es necesario que se tomen registros de larga duración, lo cual hace que esta medida sea la ideal para nuestro propósito.

La señal resultante de la transformación se divide en 3 intervalos de frecuencias: muy bajas o VLF, bajas o LF y altas o HF.

La banda VLF comprende las frecuencias que van de 0 a 0,04Hz, y no se ha definido ninguna relación con el sistema nervioso autónomo. La banda LF va de los 0,04Hz a los 0.15Hz, y hay una gran controversia en cuanto a su significado. Hasta hace muy poco tiempo se utilizaba como medida de la actividad del sistema simpático, pero estudios recientes han demostrado que no es el único sistema que afecta a esta banda. Actualmente se estipula que está afectado por ambos sistemas, pero sin saber exactamente en qué medida por uno y otro. Esta es la razón por la que no tomamos los datos de esta banda de frecuencia (aunque de descubrirse su verdadero significado, el cálculo está hecho, por lo que sería inmediato poder utilizarla).

La banda de alta frecuencia se ha asociado a la actividad del sistema parasimpático por medio de numerosos experimentos farmacológicos y psicofisiológicos. No hay ninguna duda de esto en la comunidad científica, si bien es verdad que se está estudiando el efecto de la respiración sobre esta banda (respiratory sinus arrhythmia o RSA). De hecho, creemos que una de las aplicaciones más evidentes de cara al futuro para el observador dinámico es este estudio. Mediante la caracterización de la señal de HRV en tiempo real,

y teniendo a su vez un análisis de la señal respiratoria y su frecuencia, creemos que los expertos tienen un gran aliado en nuestra herramienta.

Las correlaciones fisiológicas de la variabilidad cardiaca, y la explicación de los estudios realizados para su comprensión por parte de la comunidad científica nos parecen demasiado complicados para el objetivo del proyecto, aunque en las referencias listamos algunos de los que hemos estudiado nosotros.

## **FACTORES QUE AFECTAN AL HRV**

(Wheat & Larkin, 2010), entre otros documentos.

- El estrés físico y mental hace que disminuya la variabilidad. En contraste, la relajación la incrementa.
- Condiciones medioambientales como la temperatura y la altitud.
- La amplitud de la arritmia sinusal respiratoria, que hemos comentado anteriormente y que depende de la profundidad y frecuencia de la respiración.
- La presencia de enfermedades cardiovasculares.
- Los cambios de posición del cuerpo generan una respuesta normal, el estrés gravitacional activa los mecanismos simpáticos y suprime los mecanismos parasimpáticos.
- En las mujeres, el componente HF es mayor que en los hombres.
- La variabilidad disminuye con la edad y con el aumento de la frecuencia cardiaca.
- La ingestión de cafeína y alcohol.
- El fumar causa disminución transitoria y crónica en el control parasimpático.
- Hay un componente genético en la generación de la frecuencia cardiaca y la variabilidad, además de influencias del medio ambiente familiar.

## **HRV EN DIFERENTES ENFERMEDADES Y EL EJERCICIO FÍSICO**

### **Infarto del miocardio**

El HRV se utiliza como estimador de supervivencia tras un infarto de miocardio agudo. Si el HRV sufre una disminución tras un infarto, refleja un descenso de la actividad parasimpática, con lo cual prevalece el sistema simpático. Esto supone una mayor inestabilidad eléctrica.

Está recomendado hacer registros del HRV el segundo día, a la semana, y al año de haberse producido el infarto de miocardio, para un correcto diagnóstico del estado del paciente.

### **Neuropatía diabética**

Se observa una disminución de las componentes HF y LF del HRV en los pacientes diabéticos que posteriormente desarrollarán una neuropatía.

### **Trasplantes cardíacos**

Tras un trasplante de corazón disminuye el HRV de forma evidente. Más adelante, si la reinervación del tejido se produce correctamente, aparecen componentes espectrales discretos. Actualmente se está estudiando la relación entre el HRV y el rechazo de dichos trasplantes.

### **Disfunción miocárdica**

Observando el HRV de pacientes con disfunciones miocárdicas se puede encontrar una relación entre dicha disfunción ventricular y los cambios del HRV.

### **Tetraplejía**

Según varios estudios, no se ha podido encontrar la componente LF en pacientes con tetraplejía cervical. Se ha interpretado como una evidencia del papel de los mecanismos supraespinales en la determinación del ritmo de 0.1 Hz.

### **Ejercicio físico**

Como curiosidad, vamos a comentar el efecto del ejercicio físico en la variabilidad cardiaca, ya que las diferencias cardiovasculares entre gente que realiza deporte y gente que no es evidente. Así creemos que se entenderá de forma más intuitiva el concepto de variabilidad cardiaca.

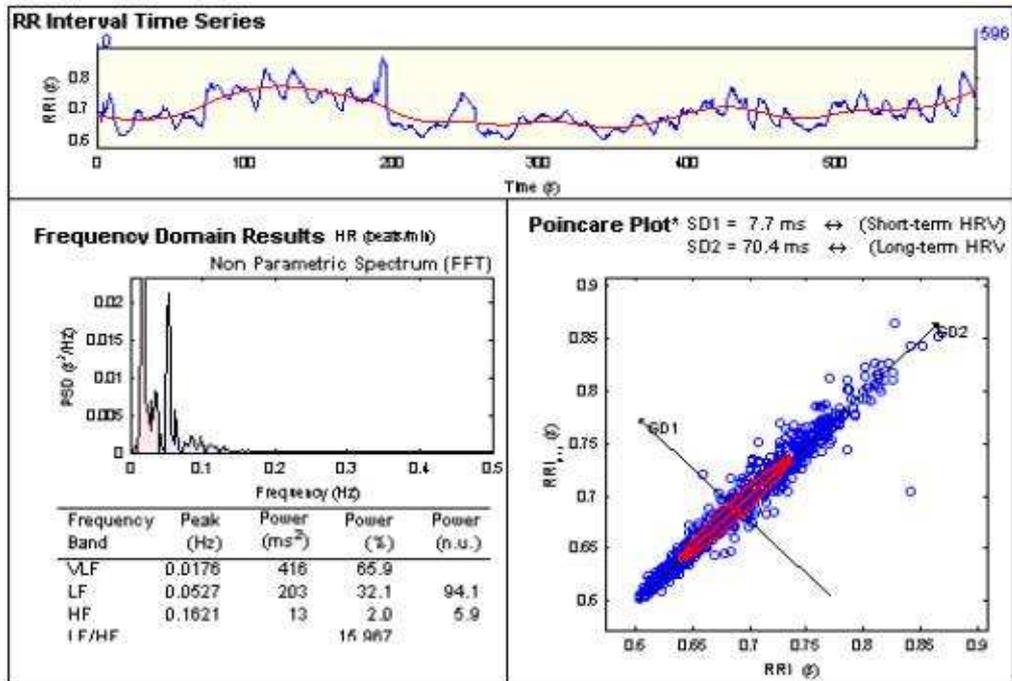
También se han comprobado los efectos del ejercicio físico en el HRV, y se ha demostrado que es un indicador eficiente del estado cardiovascular de la persona. Por esta razón es útil como predictor de mortalidad en casos de riesgo.

Por ejemplo, Hull y colaboradores, en 1994, trabajaron con perros con alto riesgo cardiovascular. Se les dividió en dos grupos, uno en el que los perros no hicieron ningún ejercicio y otro en el que sí que lo hicieron. En este segundo grupo el HRV subió una media del 74%, y todos ellos sobrevivieron a un segundo test.

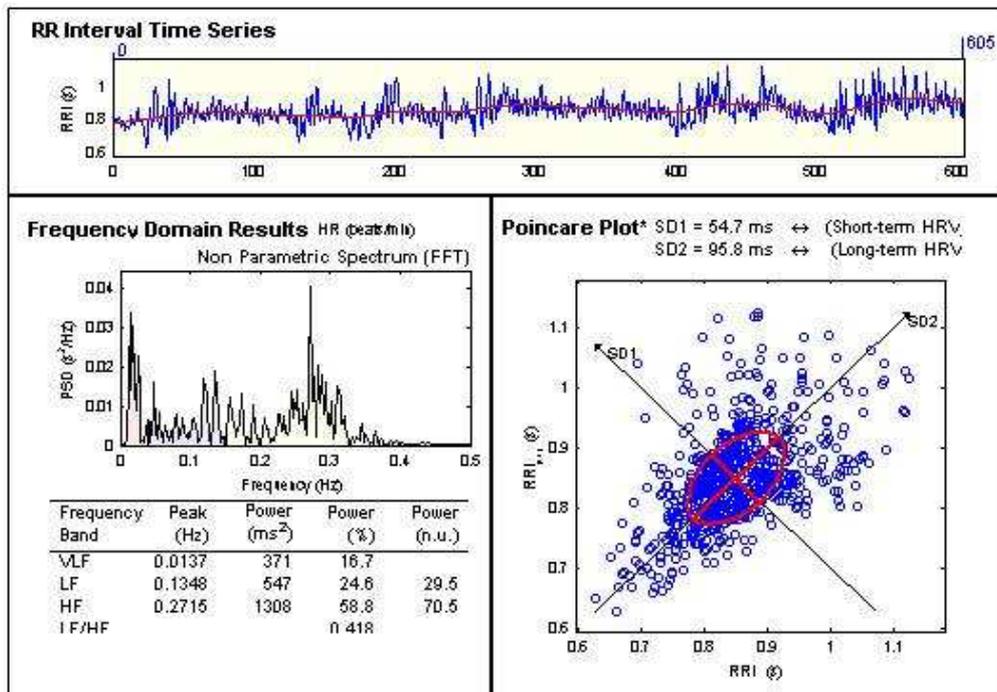
Más generalmente, los deportistas tienen un HRV más elevado, debido a las modificaciones que sufren tanto el sistema eléctrico del corazón como el balance entre los sistemas simpático y parasimpático. Sin embargo, durante el ejercicio físico, el HRV disminuye rápidamente en las bandas de frecuencia que más se han sometido a estudio (HF y LF). Al terminar el entrenamiento, el HRV va recuperando su valor normal poco a poco, permaneciendo varias horas por debajo del mismo. Este periodo de tiempo de recuperación del HRV es menor en deportistas, y más marcado en la componente de alta frecuencia.

Se cree que el ejercicio físico hace que aumente la actividad del sistema nervioso parasimpático, o que disminuya la del simpático.

Valgan como ejemplo las dos siguientes gráficas. En la primera vemos la variabilidad cardiaca de una mujer de 76 años, mientras que en la segunda se muestra la misma información sobre una mujer de 21:



2-22 HRV de una persona anciana. Se observa cómo no varía muy rápidamente alrededor de la media



2-23 HRV de una persona joven. Las diferencias con el anterior son evidentes, que cambie alrededor de la media es un indicador de buena forma física

Vemos los resultados esperados tanto en el tiempo como en la frecuencia. Además, añadimos un análisis de Poincaré, cuya interpretación fisiológica está todavía bajo estudio y se trata de un método no lineal relativamente nuevo para estos fines.

## 2.8 El sonido

### INTRODUCCIÓN

La principal diferencia entre el observador dinámico y el biofeedback es la estimulación dependiente de actividad (por su importancia insistimos en recalcar esta diferencia varias veces a lo largo del proyecto). Por este motivo, la elección del estímulo es una de las partes más delicadas del proyecto. Si no hay una relación entre el estímulo y la variable fisiológica, el observador no tendrá ninguna ventaja sobre el biofeedback.

El proceso de prueba y elección de estímulos se muestra en el desarrollo del proyecto, pero adelantamos que el sonido jugará un papel importante. Por esta razón creemos que es necesario explicar brevemente el sonido y sus principales características.

### DEFINICIÓN

El sonido es una onda que se propaga por un medio físico vibrando en el sentido de la propagación. La velocidad de propagación depende del medio, se considera que la velocidad del sonido en el aire es de 340 m/s, en el agua 1500 m/s, en el acero 5000 m/s.

Considerando el medio aéreo, el sonido está originado por cualquier perturbación en la presión del aire. Esta oscilación alrededor del valor normal, se propaga por el aire en lo que denominamos una onda acústica.

La onda acústica que percibimos como sonido son vibraciones, y desde el punto de vista físico es equivalente considerarlas como desplazamientos oscilatorios (en dos direcciones opuestas) de las moléculas del aire, o como alteraciones de presión también oscilatorias. Estas alteraciones de presión inciden sobre el tímpano, y son transmitidas a través de los huesos del oído medio al oído interno, donde se transforma la onda de sonido en señales electro-químicas que son transmitidas por el sistema nervioso hasta el cerebro que finalmente interpreta las señales.

Como cualquier onda oscilatoria las principales características de la misma son la amplitud y la frecuencia.

La amplitud depende de la cantidad de energía de la onda, La amplitud se percibe como **intensidad, volumen** o sonoridad. Las vibraciones de gran amplitud se perciben como sonidos fuertes, las de pequeña amplitud son sonidos débiles. Debido a las peculiaridades de la fisiología del oído humano las sensaciones de sonidos fuertes no solo dependen de la intensidad o amplitud de la onda sino también de la frecuencia de la onda.

La frecuencia, que el caso del sonido también se denomina **tono**, es la cantidad de oscilaciones que hace la onda en la unidad de tiempo. Cuanto mayor sean las vibraciones más agudo será el sonido. Para un sonido puro el tono viene determinado por la frecuencia.

Otras características de una onda sonora que dependen de las principales (amplitud y frecuencia) son la intensidad y el timbre

La intensidad de un sonido puede medirse mediante la energía que transporta por unidad de superficie (medida en perpendicular a la dirección de propagación); se expresa en  $W/m^2$ . Esta magnitud que depende de la amplitud y frecuencia de la fuente sonora es independiente de cualquier consideración subjetiva (del observador).

El nivel de intensidad medido en decibelios se define como  $\beta = \text{Log } I/I_0$  Donde "I" es la intensidad del sonido e  $I_0$  es el nivel de referencia de  $10^{-12} w/m^2$ . En el oído humano la escala de intensidad sonora va de 0dB a 120dB. La intensidad de  $1 W/m^2$  (umbral del dolor), equivalente a una presión sonora de 120 dB, y 1 dB es la mínima variación de intensidad de un sonido que puede detectar el oído. De la aplicación de la fórmula se deduce que duplicar la intensidad de un sonido supone una variación de  $10 \log 2 = 3.01$  dB.

Un humano de forma genérica es sensible a una gama de frecuencias, el denominado rango de frecuencias audibles o frecuencias de "Audio". Generalmente se acepta que comprende entre 20 Hz y 20,000 Hz, aunque existen componentes armónicos de audio que se extienden muy por encima de los 20 KHz. También aquí, algunos animales son capaces de percibir y utilizar, sonidos fuera del rango que es perceptible a los humanos.

El **timbre**: Es una característica que nos permite distinguir la procedencia de un sonido así podremos distinguir dos sonidos de igual frecuencia e intensidad emitidos por dos focos sonoros diferentes. Esto se debe a que cada material vibra de forma diferente. De esta forma un órgano y un violín pueden tocar la misma nota pero distinguimos los dos instrumentos, el timbre se debe a que el sonido fundamental va acompañado de armónicos (sonidos que se van dando a medida que la onda pierde energía) que varían según la naturaleza del instrumento.

## 2.9 International Affective Picture System (IAPS)

Para la estimulación visual en este proyecto, decidimos empezar con imágenes elegidas de la web, sin ningún criterio especial. Sin embargo, tras investigar, decidimos utilizar el International Affective Picture System (IAPS). El IAPS se desarrolló por tres razones principales:

- Dar mejor control experimental en la selección de estímulos emocionales.
- Facilitar la comparación de resultados entre experimentos llevados a cabo en diferentes localizaciones.
- Posibilitar que los experimentos llevados a cabo por cualquier laboratorio puedan ser repetidos bajo las mismas condiciones.

El IAPS al que pudimos acceder cuenta con 944 fotografías en color. Cada una de estas imágenes ha sido clasificada (con valores numéricos de 1 a 10) tras unos exhaustivos estudios llevados a cabo en Florida con respecto a tres variables: arousal, valencia y dominancia. De todas ellas se da tanto la media como la varianza para cada una de las imágenes.

Arousal es una medida de la excitación que produce la visión de la imagen, la valencia mide lo placentera que resulta la misma, y la dominancia marca la sensación de control que tiene el individuo con la presentación de la fotografía.

Se muestran a continuación dos ejemplos (el primer valor es la media, el segundo la varianza):

### **Imagen 1440**



**2-24 Imagen agradable (alta valencia) no excesivamente excitante (arousal medio)**

**Valencia:** 8,19 (1,53)

**Arousal:** 4,61 (2,54)

**Dominancia:** 6,05 (2,38)

## Imagen 1050



**2-25 Imagen poco agradable (baja valencia), más excitante que la anterior (mayor arousal)**

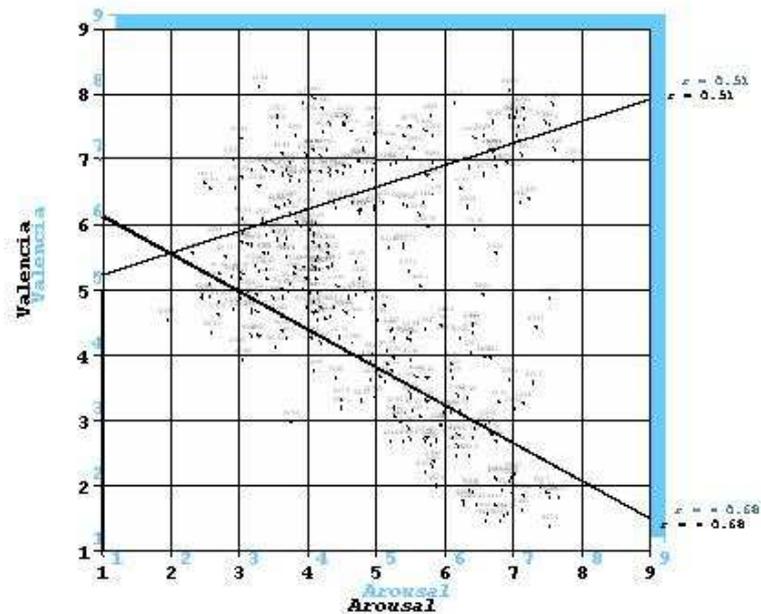
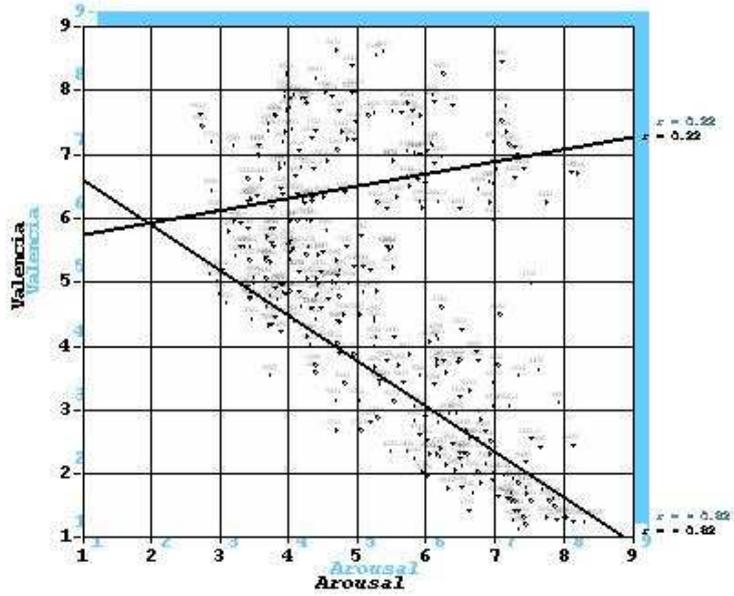
**Valencia:** 3,46 (2,15)

**Arousal:** 6,87 (1,68)

**Dominancia:** 3,08 (1,93)

La dominancia no es una medida muy usada en experimentos fisiológicos, y casi siempre se trabaja con las medidas de valencia y arousal.

Antes hemos especificado que el estudio había sido llevado a cabo en Florida, Estados Unidos, debido a que las reacciones ante las imágenes de los españoles y los americanos no tendrían porque ser parecidas. Se han llevado a cabo dos estudios en España para ver la correlación que existía entre la respuesta de los españoles y la de los estadounidenses, Moltó y cols., (1999) y Vila y cols. (2001). Tras ambos experimentos podemos asegurar que la correlación es alta y que no tendremos ningún problema tomando los valores del IAPS como universales.



2-26 Diferencias en IAPS según sexos. Imagen superior mujeres, inferior hombres.

Por último, recalcar que se han observado ligeras diferencias entre la percepción de las imágenes del IAPS según el sexo del observador. Adjuntamos una imagen en la que este fenómeno es observable. La imagen superior corresponde a las mujeres, y la inferior a los hombres que se sometieron al estudio.



## 3 Diseño

---

En la introducción hemos hablado del concepto del observador dinámico brevemente. Entraremos más profundamente en este concepto en este apartado, ya que el objetivo final del proyecto es comprobar que el observador dinámico es útil. Además de indagar en este concepto, hablaremos de la predicción que hicimos de los materiales necesarios para la realización del proyecto.

De esta manera queremos recalcar que el objetivo principal que tuvo el proyecto fue la demostración de la utilidad del observador dinámico sobre los métodos tradicionales (ver estado del arte, más concretamente el apartado del biofeedback). En esta fase de la realización del proyecto nos centramos en analizar el concepto y planificarlo de cara a un primer modelo de observador dinámico en tiempo real.

### 3.1 *El observador dinámico*

El observador dinámico es un nuevo concepto para el análisis y control de señales biológicas. Como hemos explicado en la introducción del biofeedback, los métodos tradicionales utilizan análisis offline para el estudio de bioseñales.

Como ya sabemos, uno de los métodos más de moda en el panorama científico actual es el biofeedback en tiempo real. Este método consiste en enseñarle a un individuo una o más señales biológicas en tiempo real. Marcándole un objetivo a esa persona, y tras un tiempo de aprendizaje que depende de la habilidad del individuo, se aprende a controlar dicha variable fisiológica.

No vamos a volver a explicar este concepto, ya que está en el estado del arte, pero se han observado sus innumerables ventajas y se ha probado como un método eficaz en el tratamiento de muchas enfermedades y problemas. La señal biológica se muestra en tiempo real, y el individuo que se está sometiendo al experimento es el encargado de analizar los resultados. Él es el que tiene que darse cuenta de lo que tiene que hacer para alcanzar los objetivos.

El observador dinámico pretende complementar la habilidad del individuo y recortar notablemente estos tiempos de aprendizaje. La principal novedad es la estimulación dependiente de actividad.

Se extraen los eventos relevantes de la señal biológica a estudio y se analiza la actividad en tiempo real, de forma que podemos ver los cambios producidos por diferentes estímulos en el momento en el que se producen (en los métodos tradicionales offline los estímulos se planifican antes de empezar un experimento y se analizan a posteriori). El ordenador contará con una gama de estímulos que se lanzarán en el momento óptimo para influir sobre el sistema biológico de la manera que estemos buscando.

El observador tendrá una primera etapa de aprendizaje, en la que lanzará estímulos de forma aleatoria y observará los resultados. Los anotará, e irá fabricando una tabla con los efectos que tienen los estímulos.

No hace falta que digamos que es importante que los estímulos y las variables fisiológicas estén relacionadas de alguna manera, ya que si no hay una relación causa-efecto que el observador pueda encontrar, las diferencias entre el observador dinámico y el biofeedback son nulas.

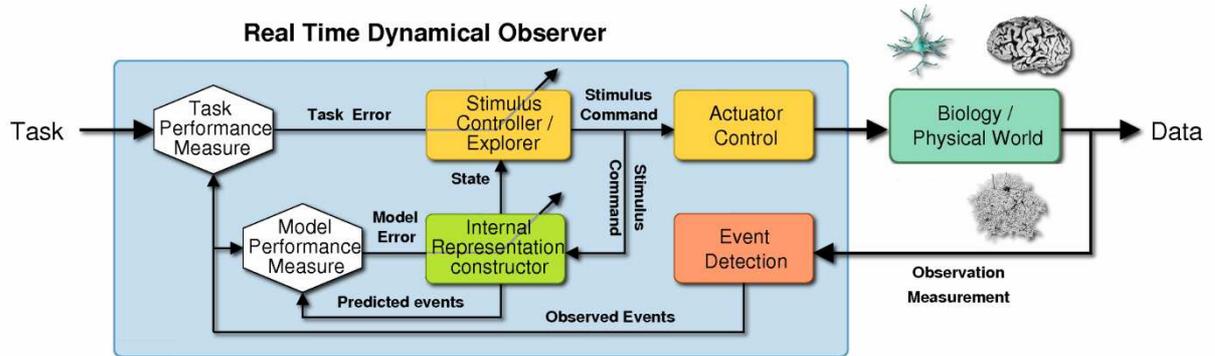
En un principio pensamos hacer un ejemplo simple del observador orientado a las ondas cerebrales, ya que sería de gran ayuda para el proyecto europeo donde se ha definido este concepto. Sin embargo, el material necesario para la realización del mismo se salía de nuestro presupuesto, por lo que decidimos trabajar con otro tipo de señales.

Al trabajar con estas señales, la necesidad de trabajar con tiempo real estricto deja de ser algo primordial. Nuestras señales, como se verá más adelante en el desarrollo, no cambian excesivamente rápido, por lo que no hay grandes diferencias entre lanzar un estímulo en un momento o unos segundos más tarde. Este es uno de los aspectos en los que más se centra el observador dinámico, pues es de gran importancia en las ondas cerebrales. Tanto la detección de eventos como el lanzamiento de estímulos son algo que tiene que realizarse en tiempo real estricto para algunas aplicaciones.

Sin embargo, aunque el trabajo con software en tiempo real no era una obligación, decidimos que nuestro proyecto debía trabajar con estas restricciones para su futura adaptación a las ondas cerebrales. Hay cosas, como el filtro de Kalman (se comenta en el trabajo futuro), que no implementamos porque aunque son de gran utilidad en el análisis en tiempo real (predicción de eventos para lanzar estímulos en los momentos exactos en los que van a hacer mayor efecto en el individuo) hacían que la ejecución del programa se ralentizase, sin aportar beneficios que lo justificaran.

### 3.2 Diseño teórico

Como hemos comentado, en la fase de diseño lo que hicimos fue identificar las necesidades de nuestro observador dinámico y hacer su caracterización teórica. El esquema del observador dinámico es el siguiente:



**3-1 Esquema del observador dinámico en tiempo real (RTDOC, siglas en inglés de Real Time Dynamical Observer & Controller). El mundo biológico en nuestro caso sería, principalmente, el corazón. La detección de eventos se encargaría de reconocer latidos, procesando la señal si es necesario. La representación interna se va cambiando según si la respuesta a los estímulos es la esperada o no.**

Hay que resaltar que nuestro observador dinámico tendrá dos modos de operación: extracción de información y control.

Será necesaria una fase previa en la que nuestra máquina lance estímulos y recoja sus respuestas, para ir aprendiendo qué estímulos y de qué manera afectan al individuo.

Ahora presentaremos las características teóricas de cada uno de los módulos que podemos ver en el diagrama del observador dinámico. Al final de la misma, una vez presentados los módulos, haremos un repaso del concepto con los módulos que implementaremos.

## **MUNDO FÍSICO**

En un principio se pensó trabajar con las siguientes señales:

- Frecuencia cardiaca
- Respiración
- Respuesta galvánica de la piel

Para cada una de estas variables fisiológicas necesitaremos un sensor del que podamos obtener información. Los sensores deberán cumplir los estándares médicos y ser compatibles con alguno de los sistemas que vamos a utilizar. Al disponer de amplificadores y tarjetas de adquisición de datos, este rango se amplía mucho.

Cabe añadir que más tarde añadimos un estudio sobre la variabilidad cardiaca, pero para su análisis basta con la señal que se extrae de un sensor de frecuencia cardiaca.

## **DETECTOR DE EVENTOS**

Tras conseguir conectar los sensores con nuestro ordenador y tener la información de los sensores disponible, trabajamos con código C++, analizando cada una de las señales a priori para ser capaces de detectar los eventos relevantes.

Es necesario recalcar que en esta fase podemos añadir otra funcionalidad, la de acondicionamiento de la señal. Para esta tarea se debe eliminar el ruido, así como la información que no nos sea útil.

Dependiendo de lo estables que sean nuestros sensores, puede que sea suficiente con establecer valores umbral para cada una de las tres señales. De no tener sensores suficientemente estables, tendremos que hacer un análisis de las tendencias de las señales para la detección de eventos. Son eventos simples (latidos, respiraciones y eventos electrodérmicos) de frecuencia baja, por lo que podríamos quedarnos con muy pocas frecuencias y deberíamos ser capaces de reconocer los eventos, eliminando de paso todo el ruido e información de más de la señal

Adicionalmente, para detectar eventos en la señal de variabilidad cardiaca son necesarias varias acciones, debido a que estamos interesados en ciertos sectores del espectro de la señal:

- Cálculo de la señal de HRV. Será casi inmediato, pues utilizaremos valores que son necesarios para el cálculo de la frecuencia cardiaca.

- Interpolación de la señal de HRV. La señal de HRV es discreta, pero sus muestras no son equidistantes, por lo que será necesario un sobremuestreo de la misma. Tras ver numerosas publicaciones sobre el tema, vemos que la frecuencia usada por convención es 4 Hz.
- Transformada Rápida de Fourier (FFT) de la señal resultante del apartado anterior.
- Integración de la FFT de la señal por sectores, para presentar la información de HF y LF.

## **REPRESENTACIÓN INTERNA**

Durante cada experimento, nuestro observador dinámico recogerá datos de cada una de las interacciones de los estímulos que se lancen con el sistema biológico. Estos datos se utilizarán antes del comienzo de nuevos experimentos para intentar optimizar los resultados.

Digamos que nuestro sistema será capaz de suponer de antemano las respuestas del sujeto que se va a someter al experimento. Estudiaremos la respuesta a cada uno de los estímulos por separado, así como la respuesta conjunta a ellos según categorías: volumen, instrumento y frecuencia de los pulsos en los sonidos que hemos creado, y valencia y arousal en los otros dos sistemas de estimulación que probaremos.

Los datos anteriores son los que se tendrán en cuenta a priori, pero la información que nos reporte el sujeto en tiempo real será la que se tenga más en cuenta, cambiando la representación interna. Así, en caso de que la respuesta del individuo sea diferente a lo que habíamos predicho, el observador dinámico se ajustará y aprenderá la forma adecuada de estimular al sujeto (en caso de que responda a alguno de los estímulos de los que disponemos).

## **CONTROLADOR/EXPLORADOR DE ESTÍMULOS**

Se medirá la respuesta al estímulo que está funcionando en ese momento.

Como hemos indicado al principio, el observador tendrá un objetivo. Por ejemplo, mantener la frecuencia cardiaca en un determinado intervalo. Así, habrá que definir unos parámetros para medir la eficiencia de los estímulos, y criterios para descartarlo cuando así sea necesario.

Habrá que medir la respuesta media a los estímulos, de manera que no se cambien antes de que consigan resultados. También habrá que estudiar en tiempo real la tendencia del parámetro que queremos controlar y ver si se acerca o no al objetivo.

Estudiaremos los procedimientos en las diferentes situaciones que se pudieran dar. En nuestro ejemplo, tenemos tres situaciones diferentes: por debajo del intervalo, por encima, y en el medio.

De estimar que es necesario un cambio de estímulo, el controlador/explorador informará al siguiente módulo.

### **CONTROLADOR DE ACTUACIONES**

El módulo anterior le informará de que se debe cambiar de estímulo y de la razón por la que se tiene que hacer.

Siguiendo con el ejemplo anterior, puede ser que estando por debajo del intervalo deseado el estímulo que hemos lanzado no esté provocando que la frecuencia cardíaca suba. Entonces, el controlador de actuaciones decidirá que estímulo debe lanzarse a continuación basándose en anteriores experimentos y en las respuestas anteriores del sujeto que está siendo estudiado en ese momento.

Será también el encargado de lanzarlos. En el momento del diseño, pensamos en que la frecuencia cardíaca se debería presentar en todo momento, así como la curva del sensor óptico de pulso. Si estos fueran todos los estímulos que presentáramos, estaríamos construyendo una máquina de biofeedback. Sin embargo, estudiaremos la validez de estímulos visuales y sonoros, así como el control que podemos tener sobre las reacciones de los sujetos a los mismos.

## CONCEPTO

Ahora creemos que el concepto del observador dinámico estará mucho más claro, así como su aplicación en nuestro campo.

Centrándonos en la señal cardiaca, que será la entrada del observador dinámico:

- Analizaremos la señal, identificando los latidos en tiempo real. Para ello será necesario:
  - o Recoger los datos en tiempo real.
  - o Filtrar los datos para quitar la información innecesaria.
  - o Reconocer patrones que identifiquen los latidos.
- Calcularemos la frecuencia cardiaca, tanto instantánea como acumulada.
- Se estudiará la tendencia de la frecuencia, y tras un periodo inicial, se fijará un objetivo.
- Una vez finalizada la fase de aprendizaje, el observador dinámico tendrá una tabla de estímulos con la estimación del efecto que deberían tener en la persona a estudio. Se buscará en esta tabla el estímulo que más se adapte a las necesidades del estado actual de la frecuencia con respecto al objetivo, y se lanzará.
- Se analizará el efecto del estímulo en tiempo real. Para ello, se estudiarán las variaciones de la frecuencia con respecto al anterior estímulo o periodo de descanso. Hay tres posibilidades básicas:
  - o El estímulo funciona y no se ha llegado al objetivo— se deja el estímulo mientras la tendencia siga siendo positiva.
  - o El estímulo funciona y se supera el objetivo – se quitan los estímulos y se deja un tiempo de descanso antes de fijar el siguiente objetivo.
  - o El estímulo no funciona – se pasa el siguiente estímulo más eficaz para alcanzar el objetivo según la tabla.
- Se actualiza la tabla con la nueva información. Si el estímulo no ha tenido el efecto esperado, se le da prioridad a la experiencia con el sujeto actual y se borra de la lista (para ese objetivo concreto). Si funciona, tendrá dos efectos, uno a largo plazo y otro a corto. A largo plazo, se le dará prioridad para sucesivos experimentos indicándole al sistema que ha funcionado. A corto plazo, se penalizará el estímulo para que no se repitan estímulos muy a menudo. Esto se debe a que los humanos nos adaptamos rápidamente a estímulos externos y no tendrá el mismo efecto si se reproduce el mismo estímulo muchas veces en un corto periodo de tiempo.
- El resto de variables fisiológicas también se estudian en tiempo real, extrayéndose sus eventos y anotándolos.
- Además, hay que tener en cuenta la monitorización. Queríamos que nuestro observador dinámico pudiera hacer las funciones de biofeedback, por lo que sería importante poder representar en tiempo real las señales biológicas, o sus eventos más importantes. Como en el resto de apartados, el tiempo real es importante debido a la proyección que hacemos de la herramienta en el futuro.

## CONSIDERACIONES

Puede parecer que en el momento del diseño teníamos todas las posibilidades estudiadas y un objetivo decidido. Sin embargo, esto no es así. El concepto sí estaba claro, el observador dinámico, pero no su aplicación. Este apartado sirve como explicación de la evolución de la idea en el tiempo, ya que lo que entendemos por diseño y el desarrollo se produjeron de forma paralela en el tiempo.

En el momento de elegir el tema sobre el que se iba a desarrollar nuestro proyecto, al principio del proceso, decidimos basarnos en el sistema nervioso. Sin embargo, debido a la dificultad de encontrar material que no se saliera de nuestros límites presupuestarios, decidimos buscar alternativas.

Tras descartar esta opción, realizamos una investigación sobre máquinas de biofeedback más baratas de aplicar. Nuestra idea era que cualquier máquina de biofeedback vería ventajas con la estimulación dependiente de actividad siempre que encontráramos estímulos que afecten a la variable fisiológica a estudio. En esta investigación encontramos algunos artículos sobre la frecuencia cardíaca. Nos pareció algo muy atractivo, ya que para demostrar el paradigma del observador dinámico y su efectividad, era quizás el paso más lógico y la frecuencia cardíaca es algo que intuitivamente parece muy fácil de cambiar por medio de estímulos.

En la búsqueda de material, encontramos los otros dos sensores, y decidimos comprarlos. Esto fue una decisión con vistas al futuro tomada por nuestro departamento, no es que realmente tuviéramos la intención de que el observador dinámico tomara decisiones basándose en estos parámetros. Antes de empezar a desarrollar el proyecto, decidimos que extraeríamos la información relevante de estas señales adicionales, ya que una vez que compramos los sensores teníamos curiosidad (además, en la etapa inicial del proyecto trabajamos en la detección de eventos de varias señales, como la de respiración).

Las ideas de la variabilidad cardíaca y la conductividad de la piel, salieron de las numerosas reuniones con psicofisiólogos de la UAM a lo largo del desarrollo.

Fue gracias a estas reuniones que nuestro proyecto cambió de rumbo. No es que dejáramos de hacer lo que planeamos en un principio, pero iniciamos una colaboración que casi se podría considerar un proyecto aparte. La idea del proyecto fue avanzando casi semanalmente, por lo que no hablamos del diseño de esta parte en este apartado, sino que lo hacemos en el desarrollo.

Primero manejamos la posibilidad de utilizar la variabilidad como medida principal del observador, olvidándonos de la frecuencia. Esto dependería de la reactividad de esta medida, y de si sus respuestas a determinados estímulos eran reproducibles y controlables. Las características de esta medida quedan explicadas a lo largo de esta memoria, pero se podría decir que está ampliamente aceptada como una medida del estado de excitación (quizás es más correcto decir relajación, pero es equivalente) de las personas, entre otras muchas aplicaciones médicas (ver estado del arte). Además, el

trabajo realizado con la frecuencia no se vería desaprovechado, ya que la variabilidad cardiaca se basa en una señal que utiliza el periodo del pulso, aunque luego el tratamiento es mucho más complicado.

Cabe destacar que desde el momento en el que decidimos desarrollar la variabilidad (HRV desde ahora), el interés de personas que en un principio estaban ajenas al proyecto aumento muchísimo. Cada semana teníamos por lo menos una reunión, y de cada uno de esos encuentros salían ideas nuevas. Todas las personas nuevas eran de la rama de la psicofisiología, lo cual explica la dirección que tomó el proyecto.

Poco antes de terminar esta medida, se nos sugirió la idea de tomar la conductividad de la piel, para así tener mejor caracterizado el sistema nervioso autónomo. Además, habíamos comprado el sensor, que estaba integrado completamente en el código, aunque no se le diera ningún uso.

Como se verá más adelante en el desarrollo, el sensor no funcionaba correctamente, por lo que decidimos fabricar uno nosotros mismos.

Una vez que tuvimos estas dos medidas, nos fijamos en varios artículos, que con un porcentaje de acierto aceptable conseguían saber el estado de emoción en el que se encontraba un sujeto tras la presentación de estímulos, por medio del análisis de varias señales fisiológicas. Esto era muy interesante desde el punto de vista del observador dinámico, pero en la otra dirección. Si éramos capaces de evocar emociones objetivamente, podríamos controlar con ese mismo porcentaje de acierto los niveles de las variables fisiológicas que se estudiaban en estos artículos.

En cuanto a la estimulación, también hubo muchos cambios a lo largo del tiempo, pero eso lo veremos en el desarrollo. Esto se debe a que la elección de estímulos es una parte del desarrollo (es necesario probar varios y elegir los que tengan más ventajas), mientras que la elección de las variables fisiológicas a estudiar es una de las partes del diseño.

Como conclusión, en este apartado queríamos dejar claro que el resultado final del proyecto fue producto de la interacción con varias personas de distintas ramas, y que se fueron añadiendo ideas según avanzaba el mismo.



## **4 Desarrollo**

---

### **4.1 Introducción**

Vamos a explicar la manera de ordenar esta larga e importante sección de la memoria. Comenzaremos con una explicación de los trabajos previos a la adquisición de los sensores, ya que influyeron en la decisión de los sensores a comprar, así como a convencernos de la viabilidad del proyecto. Continuaremos con una explicación del hardware con el que contamos para el proyecto, sensores incluidos.

La construcción de la aplicación empieza justo después, explicando todo el desarrollo software necesario para la construcción del observador dinámico. Aquí abordaremos los temas de tratamiento de la señal, programación a bajo nivel, interfaz gráfica, prueba y elección de estímulos y construcción de las funcionalidades del observador dinámico.

Después de esto, comentaremos las razones por las que decidimos modificar algunos aspectos del proyecto, para después explicar las acciones concretas realizadas para cada uno de los cambios. El capítulo terminará con pruebas del correcto funcionamiento de esta nueva parte.

### **4.2 Trabajo inicial**

En este apartado detallamos las acciones que llevamos a cabo desde el momento de terminar el diseño hasta el momento de empezar a trabajar con los sensores que compramos.

Una vez diseñado nuestro proyecto, comenzamos el desarrollo del mismo en colaboración con el departamento del sueño de la facultad de medicina de la UAM.

Al no tener experiencia en el tratamiento de señales biológicas, quisimos ver como se trabajaba en el ámbito en el que se iba a desarrollar nuestro proyecto. Por esta razón, lo primero que hicimos para realmente empezar a desarrollar nuestro proyecto (antes de disponer de los sensores) fue ir a la facultad de medicina a observar cómo se llevaba a cabo un experimento con señales biológicas.

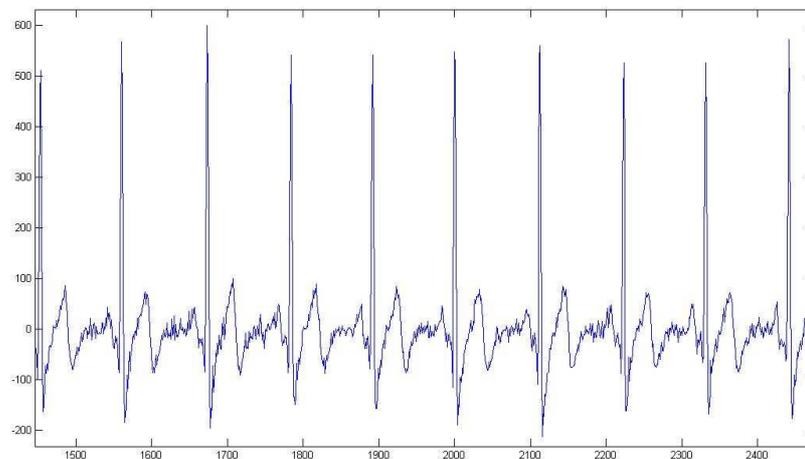
Se trataba de unas prácticas impartidas por el profesor Uwe Pfaff, que es una de las personas que más nos guió a lo largo del proyecto. Ese día tuvimos el primer contacto con señales biológicas, viendo la manera de preparar los experimentos, y observando los resultados del mismo. También fuimos objeto de los experimentos.

Una vez tuvimos ese primer contacto, pedimos al mismo departamento unos archivos digitalizados de experimentos que hubieran llevado a cabo con alguna de estas señales.

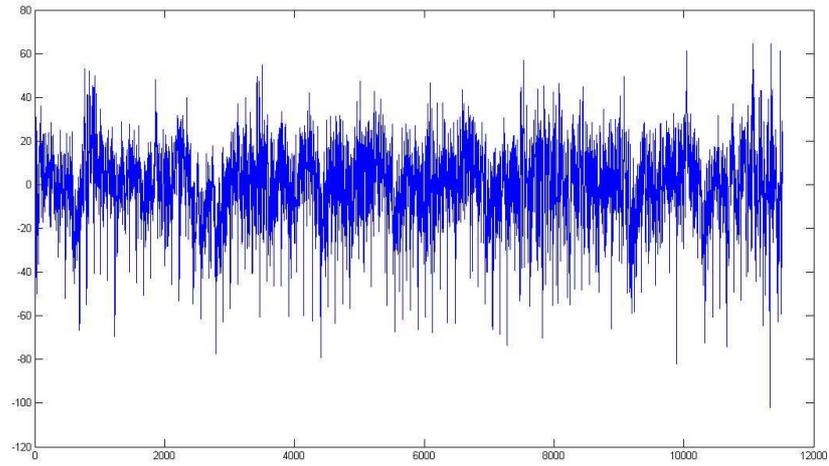
Nos pasaron 20 archivos correspondientes a dos mediciones en dos estados del sueño de un sujeto. Los archivos correspondían a las siguientes mediciones:

- ECG (Electrocardiograma)
- EEG (Electroencefalograma), en dos posiciones diferentes
- EMG (Electromiograma), en la barbilla
- EOG (Electrooculograma), en ambos ojos
- Fotopletiografía
- Medidas de la respiración mediante una banda elástica

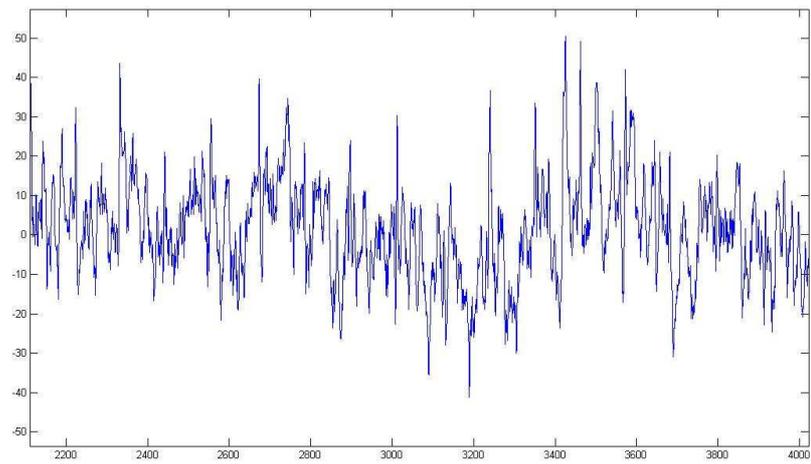
A continuación presentamos imágenes de algunos de los archivos que recibimos:



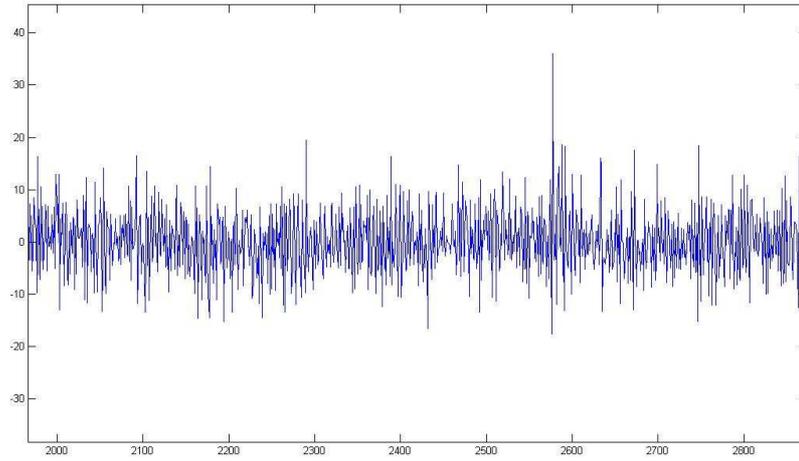
**4-1 Muestra ECG entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Las unidades son arbitrarias (UA) en el eje Y, y en el eje X se representa el tiempo en segundos. Lo que nos interesa son las variaciones de la señal, por lo que no importa que sean UA.**



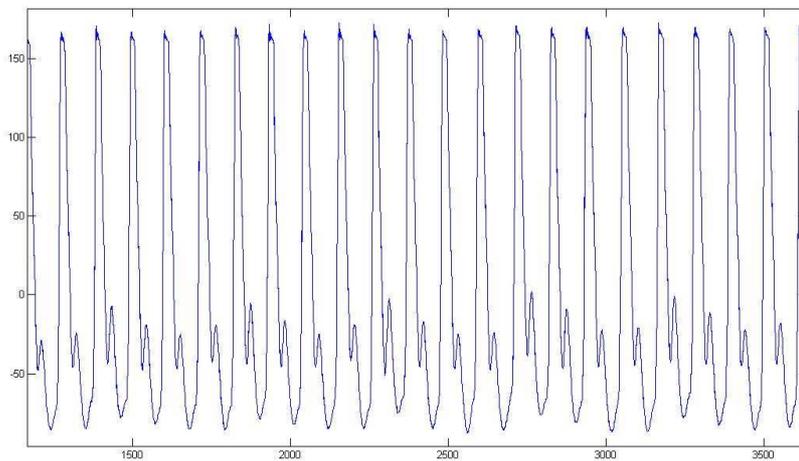
**4-2 Muestra EEG I entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



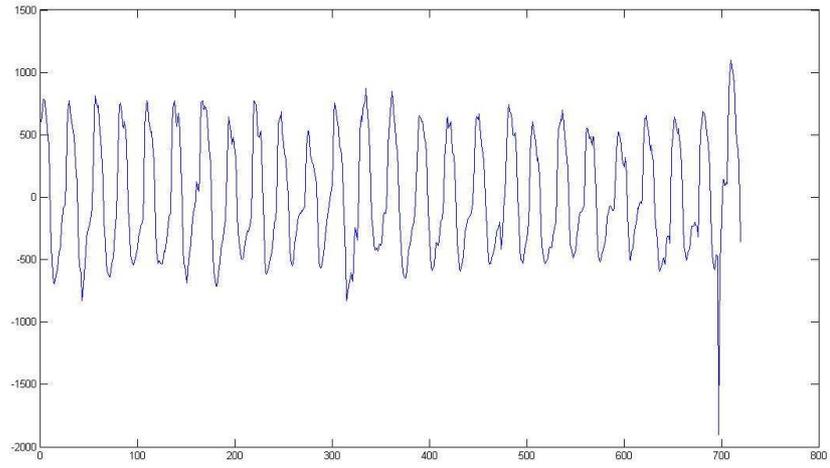
**4-3 EEG II entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



**4-4 EMG entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



**4-5 Fotopleletismografía entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



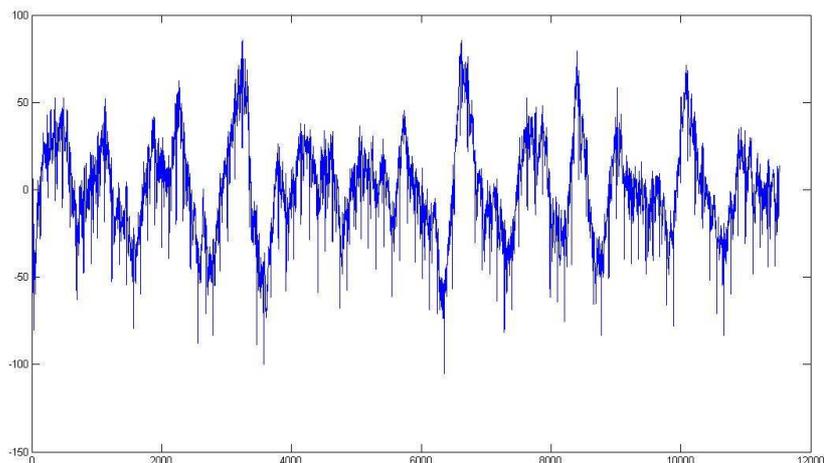
**4-6 Registro de respiración entregado por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**

## TRABAJO EOG PREVIO

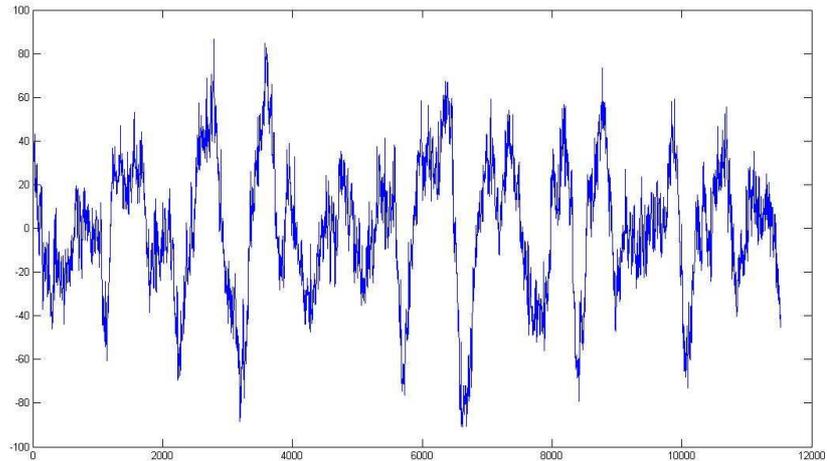
Nuestro primer objetivo, como entrenamiento para cuando pudiéramos utilizar nuestro propio sensor, era reconocer eventos en los archivos que nos habían entregado. Esta parte iba a ser, en nuestra opinión, la más importante en del proyecto y que no debía fallar bajo ningún concepto. Esta es la razón de que se detalle tanto este proceso, y de paso sirve para hacerse una idea de la mala calidad de los sensores adquiridos y de las consiguientes dificultades que surgieron (fue mucho más fácil detectar eventos en las señales que tratamos antes de empezar a programar con nuestros sensores).

La gran mayoría de este trabajo previo se hizo con MATLAB, ya que nos pareció el lenguaje más fácil (quizás debido a que lo hemos trabajado mucho durante la carrera) y el que más facilidades nos brindaba para el tratamiento de señal.

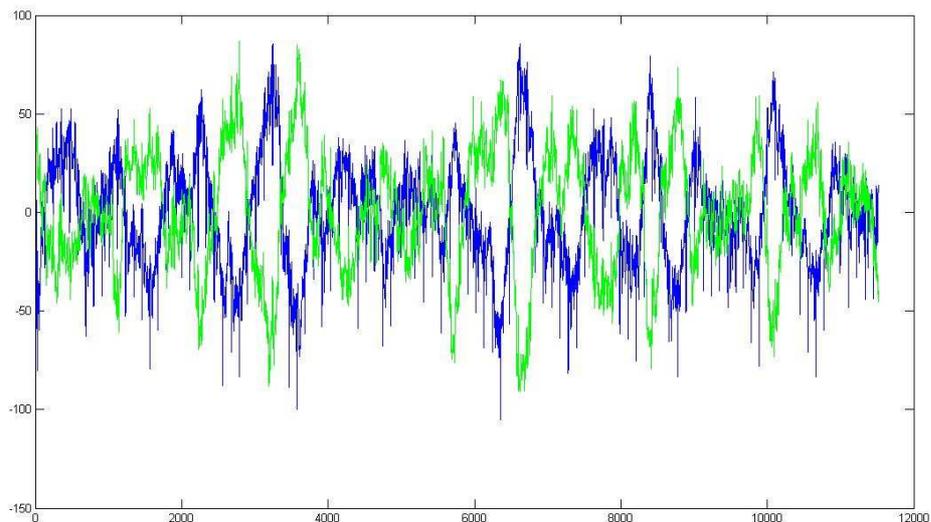
Para este propósito elegimos en primer lugar el EOG. A continuación presentamos dos muestras del EOG que se tomaron a la vez, una en cada ojo. Juntando la información de las dos gráficas deberíamos ser capaces de distinguir los parpadeos y los movimientos de los ojos:



**4-7 EOG derecho entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



**4-8 EOG izquierdo entregada por el departamento del sueño de la Facultad de medicina de la UAM. Mismas unidades que en la imagen anterior.**



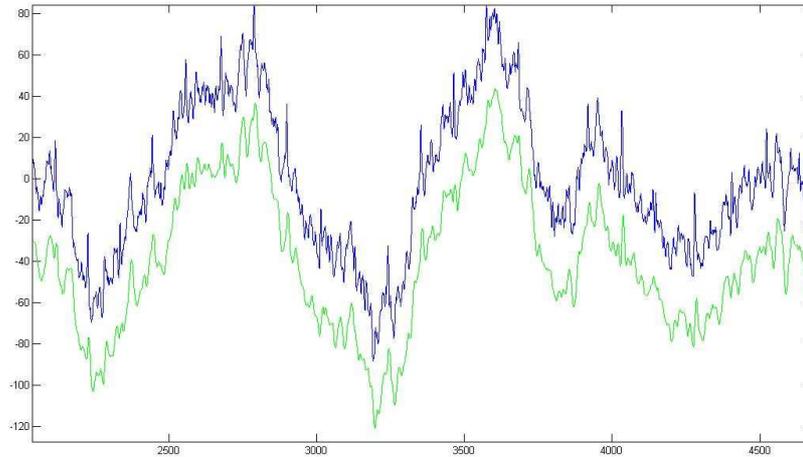
**4-9 EOG combinando ambas señales anteriores. En verde la del EOG izquierdo, y en azul la del derecho. Unidades: UA/tiempo.**

Lo primero que observamos en las muestras que nos habían llegado de la facultad de medicina es que eran altamente ruidosas.

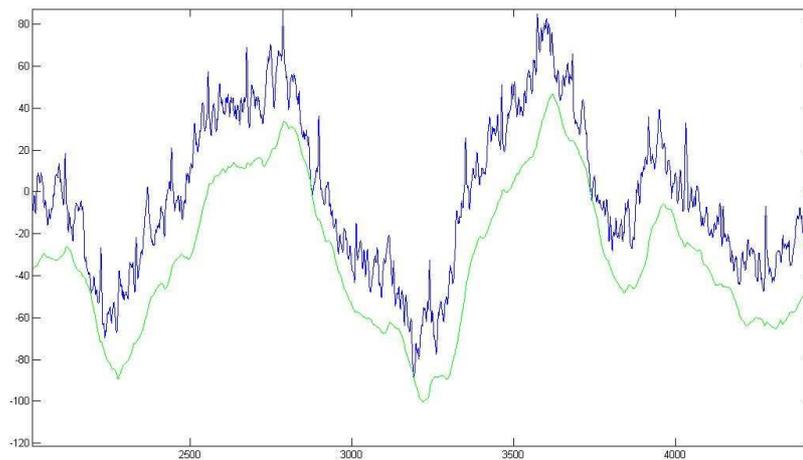
Pensamos en dos posibilidades que podían ser complementarias, dependiendo de la carga de trabajo del programa. La primera era implementar un filtro FIR paso bajo de frecuencia de corte cercana al cero, y la segunda era aplicar una ventana a los datos, que actuaría de filtro paso bajo más potente (para una carga similar) pero que por otro lado introduciría un pequeño retardo en la detección de eventos.

Lo primero que probamos a hacer fue un filtro de 'media'. En vez de representar el valor de la señal, lo que hicimos fue representar, para cada valor, una media de una cantidad

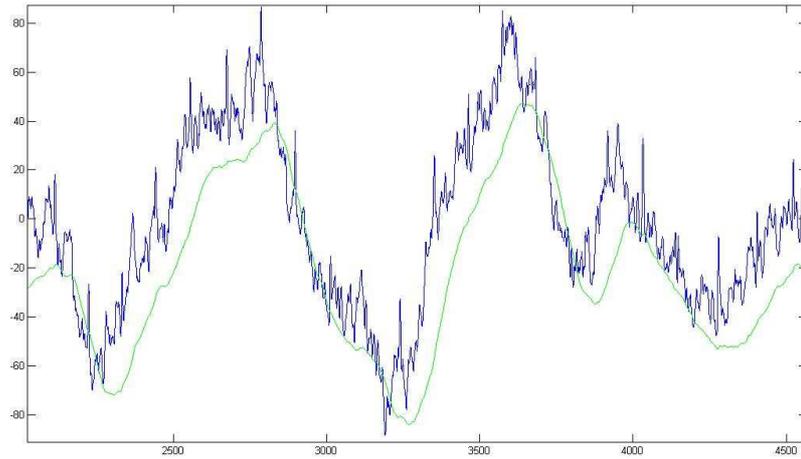
variable de los últimos valores hasta el momento. Observamos que según el valor elegido ganamos o perdemos información, representamos juntas la señal original y la filtrada:



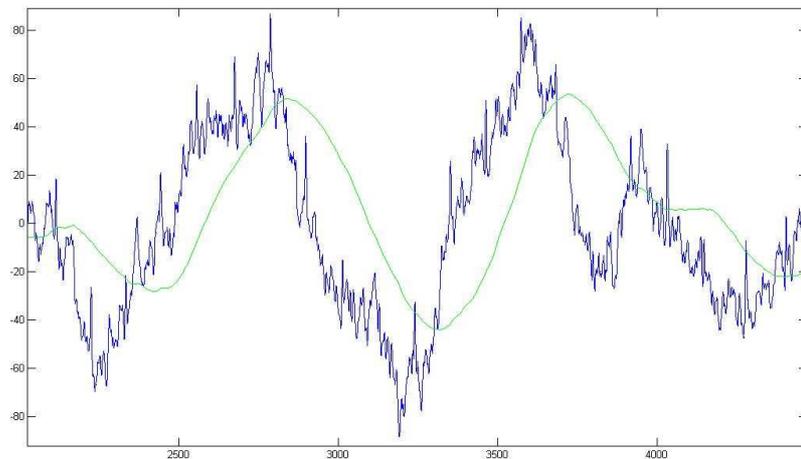
**4-10 Resultado de la acumulación de 10 muestras en la señal de EOG. En verde la señal con acumulación. Unidades: UA/tiempo. Quitamos información no relevante de la señal.**



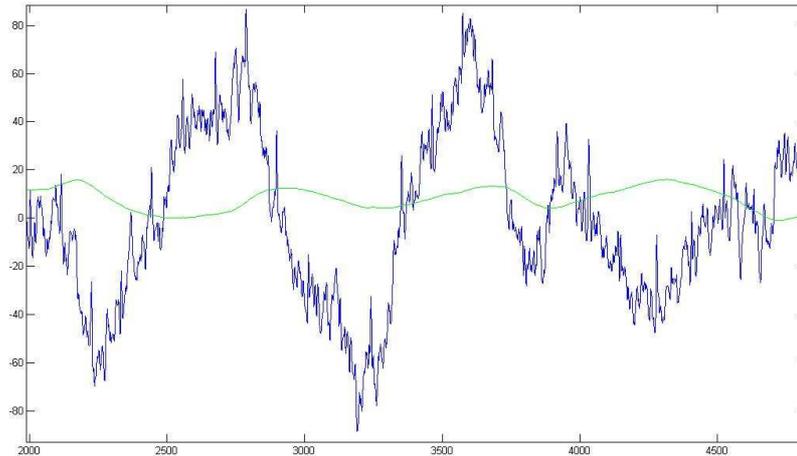
**4-11 Resultado de la acumulación de 50 muestras en la señal de EOG. En verde la señal con acumulación. Unidades: UA/tiempo. Quitamos información no relevante de la señal.**



**4-12 Resultado de la acumulación de 100 muestras en la señal de EOG. En verde la señal con acumulación. Unidades: UA/tiempo. Quitamos información no relevante de la señal.**

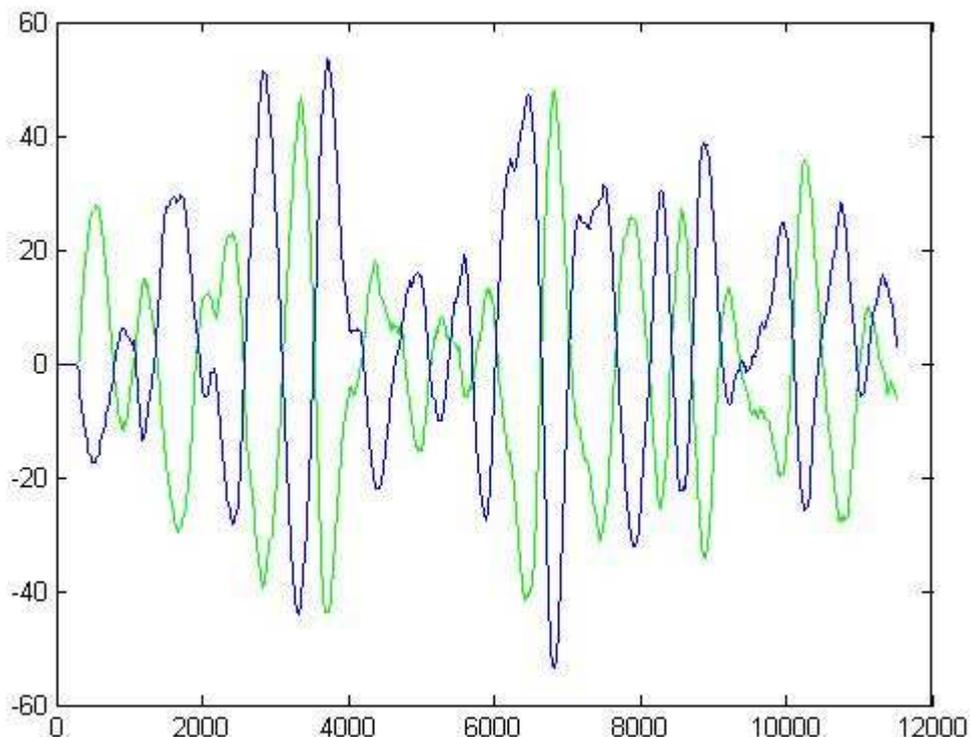


**4-13 Resultado de la acumulación de 300 muestras en la señal de EOG. En verde la señal con acumulación. Unidades: UA/tiempo. Quitamos información no relevante de la señal, ya que se distinguen los eventos perfectamente**



**4-14 Resultado de la acumulación de 1000 muestras en la señal de EOG. En verde la señal con acumulación. Unidades: UA/tiempo. Vemos que el filtrado es excesivo y perdemos información relevante de la señal.**

A partir de 300 muestras se pierde demasiada información y hay demasiado retraso, pero esa nos pareció la cantidad más apropiada para la detección de eventos en esta señal en concreto. Aquí presentamos las dos señales filtradas a la vez, viendo que ahora sí que somos capaces de reconocer eventos:

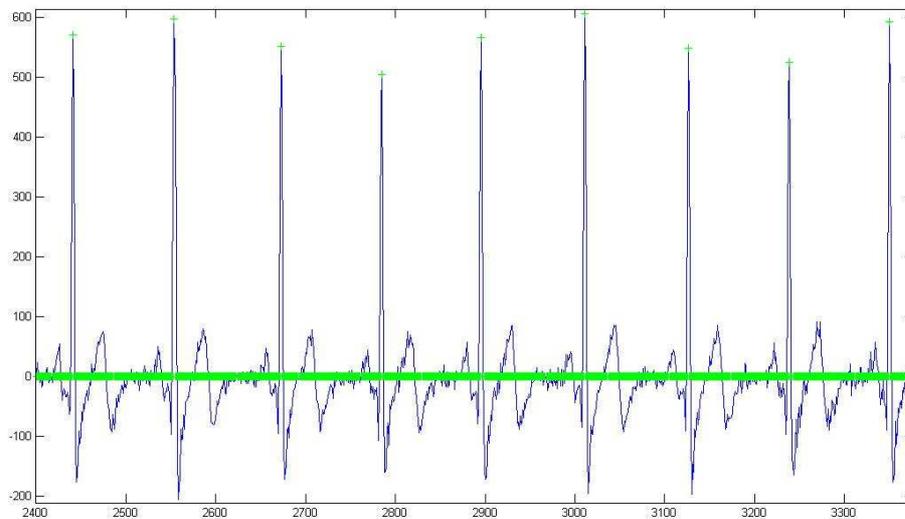


**4-15 EOG combinado una vez utilizada la acumulación de 300 muestras.**

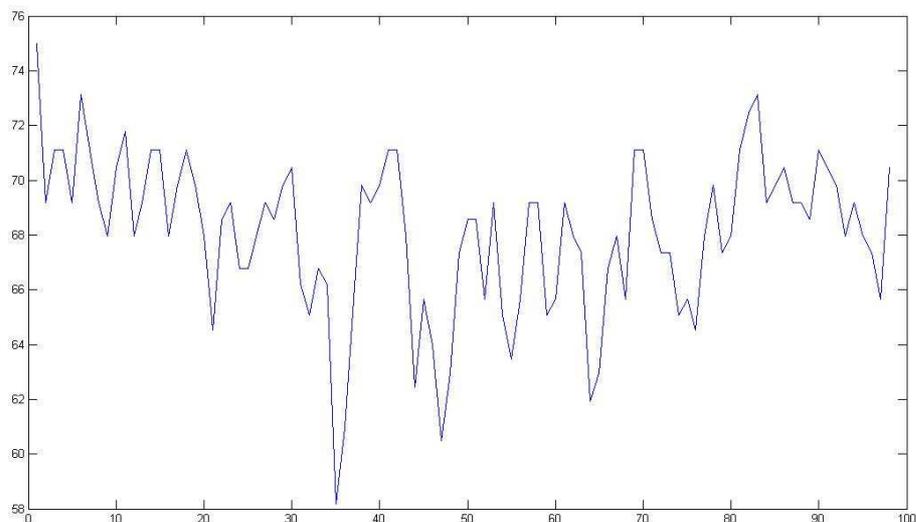
En este tipo de señales, conseguimos detectar eventos combinando un análisis de la pendiente de la señal con valores límites. El problema que teníamos con esta señal es que

no estuvimos presentes a la hora de realizarse el experimento, y no podíamos contrastar al 100% que todos los eventos que detectábamos eran reales.

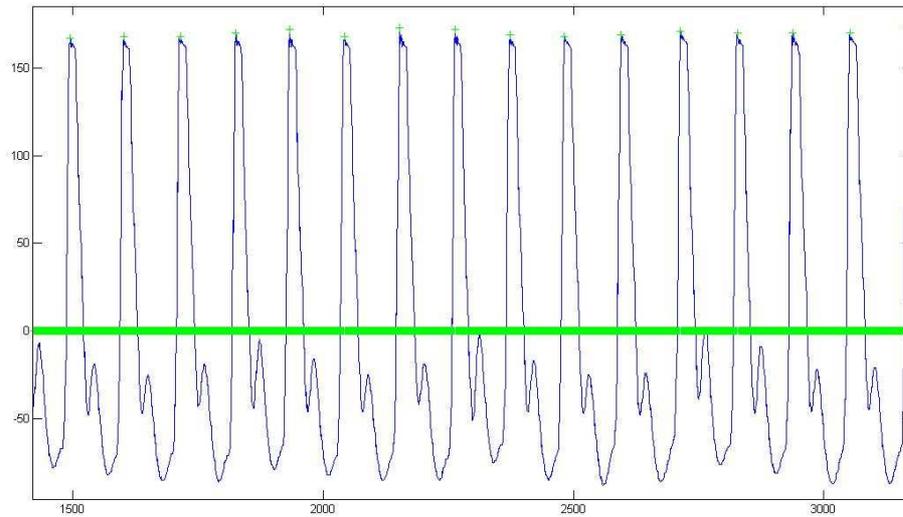
Sin embargo, con otras señales que tenemos, este filtrado no es necesario, ya que para la detección de eventos vale con la definición de un valor límite. Por ejemplo, en la señal del ECG que se nos proporcionó es muy fácil detectar el pulso mediante un sencillo programa en C++. Durante los 3 primeros segundos de la muestra medimos los valores máximo y mínimo, calculamos un umbral ( $\text{umbral} = 4 * (\text{max} - \text{fabs}(\text{min})) / 6$ ) y siempre que se pasa de dicho valor, se marca como latido. Guardamos mucha información de los mismos, con vistas al trabajo con nuestros sensores. A continuación presentamos un ejemplo (las cruces verdes marcan los latidos reconocidos):



**4-16 Reconocimiento de latidos en ECG por umbral. Vemos que la señal es suficiente estable como para que estableciendo un umbral se reconocen los latidos. Se marcan un + en verde.**



**4-17 Frecuencia instantánea calculada con los tiempos entre latidos de la gráfica anterior**



**4-18 Latidos detectados en la fotopletismografía con umbral. Vemos que la señal es suficiente estable como para que estableciendo un umbral se reconocen los latidos. Se marcan un + en verde.**

Al haber sido capaces de detectar eventos computacionalmente en varios tipos diferentes de señales, no creíamos que fuéramos a tener problemas a la hora de trabajar con las señales de nuestros sensores, además de que teníamos señales extraídas de sensores muy similares a los que habíamos comprado.

Las conclusiones estaban claras, dependiendo de la estabilidad de la señal del sensor, deberíamos utilizar solo filtros FIR o añadir una acumulación de muestras para la detección de eventos. En el primer caso es muy probable que sea suficiente con el establecimiento de un umbral durante un pequeño periodo de calibración, y en el segundo deberemos utilizar tendencias de la señal para ver cuando se produce un evento.

### 4.3 Hardware

El equipo del que disponíamos en el laboratorio para la realización del experimento era el siguiente:

Ordenador CPG del laboratorio del Grupo de Neurocomputación Biológica

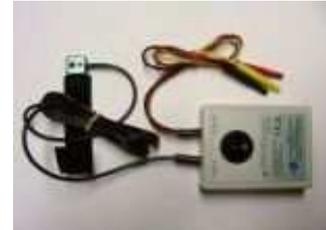
Amplificador: 1700 Differential AC Amplifier, de A-M Systems

Tarjeta de adquisición de datos: PCI-6259 M-Series DAQ, de National Instruments

Pedimos tres sensores a la compañía g.tec:

Sensor de pulso:

**g.** *PULSEsensor*  
Photoelectric Pulse Sensor



4-19 Sensor de pulso

El sensor fotoeléctrico se usa para la observación del pulso. Debe estar conectado a los jacks de entrada del amplificador de bioseñales. Se puede fijar a un dedo, a la oreja, la frente o la cola de un animal. Necesita una pila de 9 voltios y tiene 3 conectores de seguridad médicos de 1.5 mm de salida. La señal de salida tiene un rango de  $\pm 5$  mV.

Sensor de respiración:

**g.** *RESPsensor*  
Piezoelectric Respiration Sensor



4-20 Sensor de respiración

El sensor de respiración usa un elemento piezoeléctrico para medir la respiración. Viene con cintas de diferentes longitudes para que sean fijadas en el pecho. No necesita alimentación y tiene que estar conectado a los jacks de entrada del amplificador de bioseñales. Tiene 2 conectores de seguridad médicos de 1.5 mm de salida. La señal de salida tiene un rango de  $\pm 1$  mV.

Sensor de conductividad de la piel:



Se trata de un sensor para medir la conductividad de la piel. Tiene dos electrodos pegados a dos tiras de velcro para fijar a los dedos. Se aplica una pequeña corriente entre los dos electrodos y se mide el voltaje resultante. Esta señal es proporcional a los cambios en la conductividad de la piel. Necesita una pila de 9 voltios, tiene 3 conectores de seguridad médicos de 1.5mm.

El primer problema con el que tuvimos que tratar fue la conexión de los sensores con el equipo del que ya disponíamos. Tras buscar conectores compatibles en tiendas de electrónica encontramos los conectores indicados (mirar fotografías en el anexo de preparación de experimento).

Fabricamos cables con estos conectores para la conexión de nuestros sensores con el amplificador, y también fabricamos alguno con conectores BNC (no había suficientes) para la conexión del amplificador con la tarjeta de adquisición de datos.

Los sensores tienen conectores de seguridad médicos a un lado y conector tipo 'pin' en el otro. Mirando las especificaciones del amplificador, descubrimos la manera correcta de conectarlos. Como se puede ver en las fotografías del anexo de preparación del experimento, hay muchos pequeños conectores, pero solo utilizamos los tres que están en la parte superior (los dos superiores, y el que está justo debajo en los sensores en los que sea necesaria una referencia). De esta manera, estamos haciendo una amplificación de la diferencia de voltaje entre los dos conectores, con la posibilidad de conectar una referencia en los sensores que posean un conector para ella.

En las fotos se ve que cada uno de los sensores está conectado de esta manera a un canal diferente del amplificador analógico. A su vez, cada uno de los canales del amplificador está conectado a la tarjeta de adquisición mediante cables con dos conectores BNC en los extremos.

Había que decidir unos canales fijos para cada uno de los sensores, ya que el ordenador leerá los datos de la tarjeta de adquisición, y el tratamiento para cada una de las señales es diferente. Al canal 1 de la tarjeta tiene que estar conectado el canal del amplificador al que está conectado el sensor cardiaco, al 2 el respiratorio y al 3 el galvánico o de conductividad de la piel.

## 4.4 Software

### INTRODUCCIÓN

Lo primero que hay que dejar claro al llegar a esta sección, es que prácticamente todo el código elaborado es C++, desarrollado en entorno de Linux. Como excepción, para la realización de filtros y alguna otra prueba utilizamos MATLAB. Por ejemplo, si necesitábamos una ventana de Hamming, calculábamos los coeficientes en MATLAB y los copiábamos en nuestro programa. Aparte de esto, hay algún script para la compilación del programa y para la representación de datos en GNUplot.

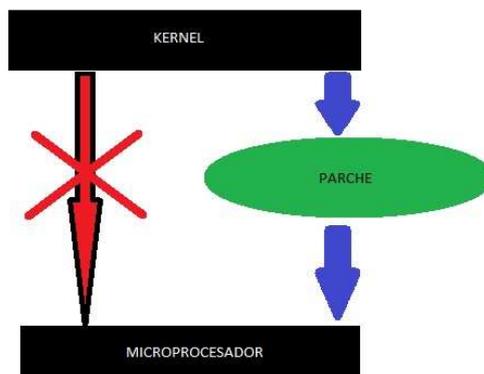
Una vez alcanzado este punto, empezó la parte complicada del proyecto: el desarrollo del software. Teníamos los sensores conectados, pero antes de poder tratarla señal teníamos que averiguar la manera de trabajar con los datos que le llegarían al ordenador por la tarjeta de adquisición de datos. Como hemos señalado en numerosas ocasiones, uno de los objetivos del proyecto era que pudiéramos trabajar en tiempo real. Para que esto fuera posible, necesitamos un ordenador con un sistema operativo especial y una librería para la adquisición de datos.

Trabajamos en el ordenador CPG del laboratorio del Grupo de Neurocomputación Biológica, que posee un sistema operativo basado en Linux y parcheado para que pueda trabajar en tiempo real con RTAI –Real Time Application Interface (<https://www.rtai.org/>).

Intentaremos explicarlo lo más breve y claramente posible primero, y si el lector quiere profundizar en el tema, hay un anexo al final del proyecto que contiene más información de la parte que consideramos más importante.

### EXPLICACIÓN

El kernel del sistema operativo o núcleo se encarga de la planificación de tareas del ordenador. Existen unas prioridades por defecto para dar entrada al microprocesador determinados procesos. Habiendo varios programas en ejecución, el núcleo va asignando intervalos de tiempo a cada uno de ellos para su ejecución.



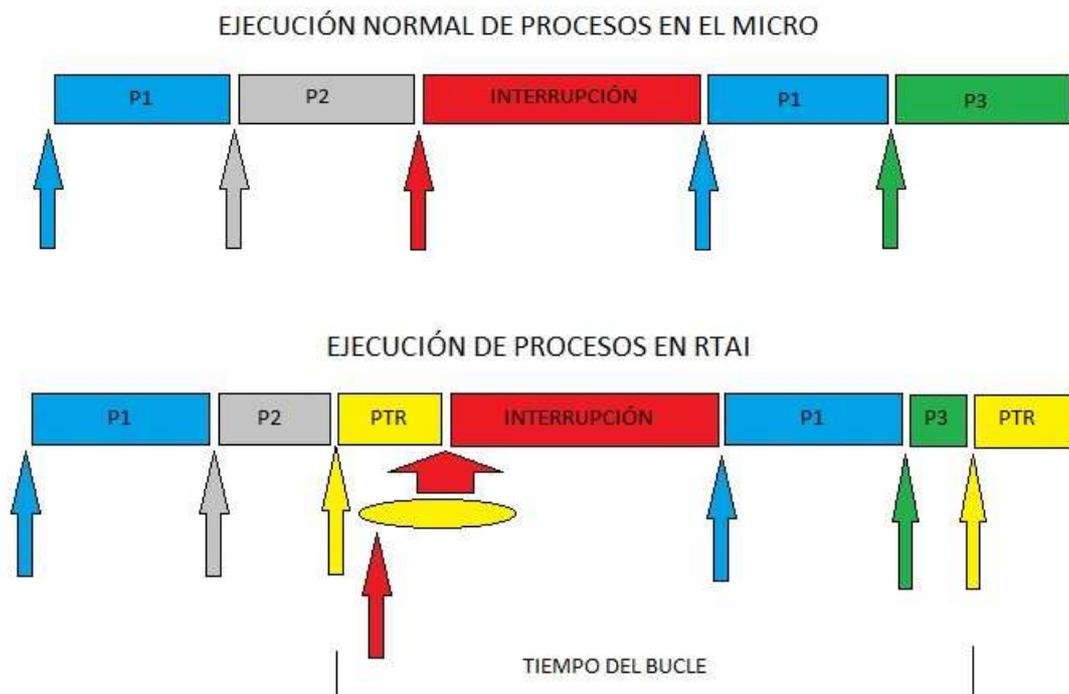
4-21 Esquema de funcionamiento de nuestro SO en tiempo real

Las interrupciones son llamadas al núcleo de distintos periféricos o debidas a eventos del software (división por cero, por ejemplo), y también pueden tener diferentes prioridades.

Pues bien, el parche que tiene el sistema operativo de nuestro ordenador introduce un pequeño kernel con mayor prioridad que el propio kernel del sistema Linux. Si el parche no tiene ninguna acción que realizar, se ejecuta el núcleo original de forma normal. Sin embargo, podemos generar interrupciones con mayor prioridad que cualquier otra y forzar a que sea ejecutada cuando tengamos necesidad de ello.

Se trata de un tipo de programación muy delicada ya que cualquier fallo deja colgado el ordenador, y nos costó mucho trabajo llegar a comprenderlo todo, antes de atrevernos a programar nada.

Lo que hacemos con el programa `instructions.c`, en cuanto a la programación del núcleo de Linux, es generar una interrupción cada vez que pasa un periodo fijo de tiempo. Cada vez que se genera la interrupción, lo que queremos es recoger datos de la tarjeta de adquisición. Esto lo hacemos mediante la librería `Comedi`, que explicaremos a continuación, y que usamos dentro del bucle de `instruction.c`. Para entenderlo, ponemos los siguientes esquemas:



#### 4-22 Comparación de funcionamiento de nuestro SO con el habitual

El primer gráfico muestra la ejecución normal de procesos. Cuando llega una interrupción con prioridad, es tratada inmediatamente por el micro.

Sin embargo, en nuestra arquitectura, tenemos un kernel de mayor prioridad que el original de Linux. Se encarga de lanzar un proceso cuando pasa un periodo fijo, representado en la gráfica como tiempo del bucle. Si hay un proceso en el micro cuando

se tiene que lanzar el proceso prioritario, se quita. Si llega una interrupción cuando se está ejecutando el programa, se captura en nuestro núcleo y se lanza una vez que haya terminado el proceso de tiempo real. Mientras el núcleo del parche no tenga acciones que realizar se realizan las acciones del núcleo de menos prioridad, como en los sistemas operativos normales.

Como vemos, de esta manera podemos trabajar en tiempo real. Sin embargo, hay una primera restricción muy clara. En cada ejecución del proceso en tiempo real almacenaremos datos en el ordenador. Estos datos deben ser procesados antes de que se vuelva a lanzar la rutina de adquisición de datos en tiempo real. Si no fuera así, recogeríamos los datos pero no seríamos capaces de procesarlos (ya que todo lo que no sea adquisición de datos lo programamos de manera normal, sin asignar ninguna prioridad especial), generándose un retraso cada vez mayor (debido a que el programa que procesa los datos saldría de la CPU antes de haber terminado, se cogerían nuevos datos, y se terminarían de tratar los anteriores antes de empezar con los nuevos). Los datos sí se recogen en tiempo real, pero hay que asegurarse que la ejecución del resto del programa también se realiza de la misma manera.

Esta es una de las principales restricciones de nuestro sistema para futuras aplicaciones, aunque propondremos soluciones cuando se discutan estos temas, al final de esta memoria. La más evidente, es que si se quieren procesar más datos, o realizar más acciones, hay que tener un ordenador más potente.

Antes de entrar en el programa en sí, vamos a explicar cómo funciona la adquisición de datos. En este punto hemos explicado cómo es posible que la rutina se lance cuando lo necesitamos, pero, ¿qué es lo que hacemos para capturar los datos de la tarjeta de adquisición?

Utilizamos para ello Comedi –Control and Measurement Device Interface (<http://www.comedi.org/>). Comedi es un proyecto de software libre que ha creado varias librerías y drivers para el manejo de tarjetas de adquisición de datos.

El problema que habríamos tenido de no existir Comedi no es que no hubiéramos podido recoger los datos de la tarjeta, es que hubiera sido mucho más difícil. Instalando unos drivers en el ordenador, Comedi nos proporciona una serie de librerías para la obtención de datos. Estas librerías nos dan funciones que trabajan con numerosas tarjetas de adquisición del mercado, sin importar los comandos originales del fabricante.

Por esta razón nos fue de gran ayuda Comedi, ya que encontrar manuales de ayuda y ejemplos en la red es fácil. Posee además librerías específicas para el trabajo con datos en tiempo real.

A continuación explicamos el código que creamos nosotros, gracias al parche del sistema operativo, para actuar sobre el núcleo. Lo que queremos es que los datos se saquen de la tarjeta de adquisición (con Comedi) en tiempo real (RTAI), y estén disponibles para nuestro programa. Para este último propósito queremos puntualizar que los datos no deben ser tratados en la capa del núcleo. La programación sobre esta capa debe ser lo más breve posible, ya que hay que recordar que se trata de un código que se procesará

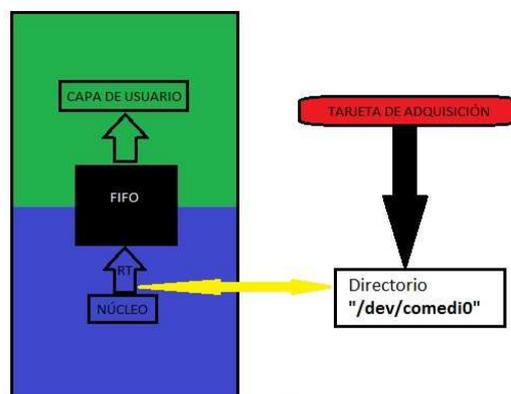
con la máxima prioridad. Si sacamos los datos de la capa de núcleo con un proceso de la más alta prioridad, pero los tratamos en la capa de usuario con un proceso de ejecución normal, no corremos peligro de saturar el ordenador.

Por este motivo implementamos dentro de este mismo programa una manera de comunicación entre capas mediante una cola FIFO (First In First Out). Para ellos reservamos un espacio de memoria accesible para las dos capas. Desde una capa escribiremos, y desde la otra leeremos los datos y actuaremos. Había más opciones para la extracción de los datos y poder trabajar con ellos, pero esta nos pareció la más accesible y menos arriesgada.

Con estos tres conceptos se puede entender el programa conceptualmente, cosa que intentaremos describir a continuación. Sin embargo, como creemos que este módulo es algo 'especial' dentro del mundo de la programación, o al menos de la programación que habíamos visto hasta ahora, el código se encuentra en un anexo, con las principales funcionalidades explicadas.

Conceptualmente no es nada complicado, combinando todo lo explicado hasta ahora. Tenemos un proceso que se ejecuta constantemente, pero que al final de cada ejecución se duerme durante un periodo de tiempo fijo (es un bucle, y la última instrucción del mismo es la que lo manda a dormir). Cuando se duerme el proceso, una vez terminada la ejecución completa del bucle, éste abandona el microprocesador y se deja que los demás procesos tengan su tiempo de CPU (uno de ellos será el que procesará y representará los datos, pero esos los explicaremos un poco más adelante).

En cada ejecución del bucle se comprueba en qué estado está nuestro programa. Le decimos al ordenador mediante Comedi de donde tiene que coger los datos y con qué formato. En nuestro caso concreto le indicamos donde están los datos que deja la tarjeta, y que hay 3 canales (previamente configurados, con los datos de rango, etc...). Entonces metemos los datos de esos 3 canales y el tiempo en el que se han recogido los mismos en la FIFO. Al principio de la ejecución se ha creado una cola para la comunicación de las dos capas, y después de recoger los datos se dejan en la misma. Se presenta un esquema que intenta resumir el proceso.



4-23 Representación del flujo de datos

## TRATAMIENTO SOFTWARE DE SEÑAL

Una vez realizado esto, teníamos disponibles los datos que recoge el sensor para su procesamiento. Casi todo este proceso se hace en el archivo `data_plot.cpp`.

No teníamos todavía una interfaz gráfica para representar los datos, por lo que para ver los procesos que estábamos haciendo almacenábamos los datos en un archivo, y los representábamos con MATLAB. Sobre las señales que obtuvimos, íbamos intentando quitar el ruido mediante filtros, y a su vez reconocer eventos.

Abordamos esto antes que la interfaz gráfica, debido a que no teníamos ninguna duda de que con más o menos problemas, conseguiríamos hacer una interfaz gráfica con todas las funcionalidades requeridas, pero el reconocimiento de eventos era una parte crítica del proyecto.

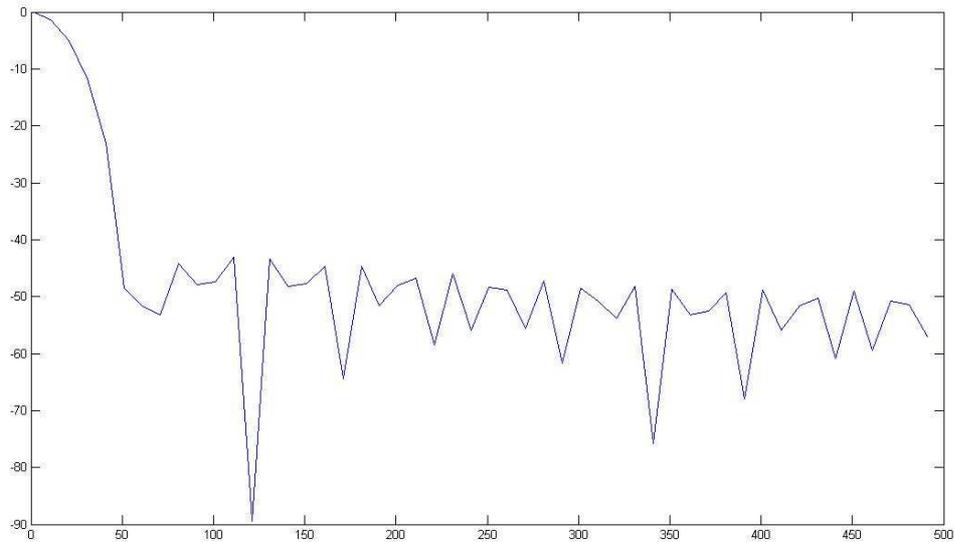
Tras el trabajo inicial, en el cual hemos visto en detalle el tratamiento de señales biológicas para el reconocimiento de eventos, teníamos mucho más clara la manera de proceder.

La función en la que se hace todo el limpiado de la señal y el reconocimiento de eventos es `Filtro`, a la que se llama poco después de recoger los datos de la cola.

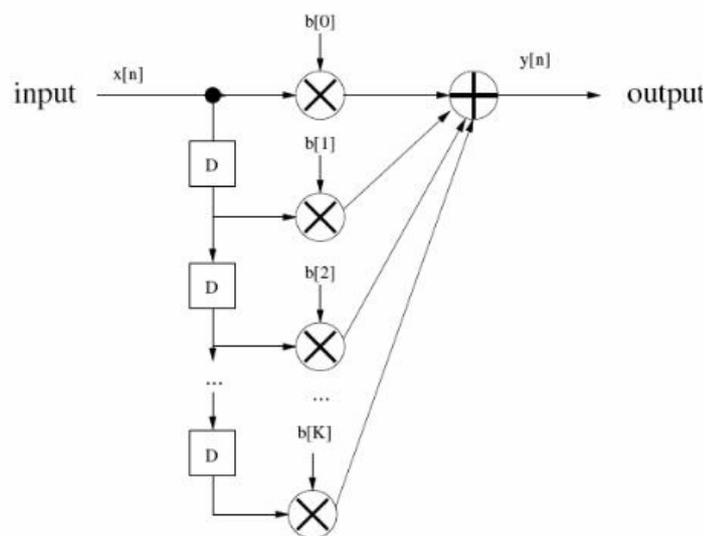
Lo primero que vimos en las representaciones de la señal es que iba a ser imposible detectar eventos con la creación de un valor umbral, ya que las señales que obtuvimos en un principio eran muy ruidosas y de media muy inestable. Por lo tanto, y debido a que los eventos que queríamos detectar eran de muy baja frecuencia (como ejemplo, los latidos del corazón no es normal que se produzcan con una frecuencia mayor a 2 Hz), decidimos que haríamos un análisis de tendencias eliminando todas las frecuencias que no den información de dichos eventos.

No entendíamos cómo era posible obtener una señal tan ruidosa con unos dispositivos que considerábamos de calidad. Tras investigar un poco, nos dimos cuenta de que el amplificador que estábamos utilizando en el laboratorio había sido comprado a una empresa de Estados Unidos. El filtro para quitar el ruido de la red eléctrica no estaba puesto a los 50 Hz que tiene que estar aquí (estaba a 60 Hz), por lo que nos pusimos en contacto con la empresa fabricante, que nos dio las indicaciones para cambiarlo al valor correcto. De esta modificación de hardware, debido a que se trata de un equipo muy importante para el departamento, se encargó gente especializada.

Para el filtro software, debido a la restricción del tiempo real, nos decantamos por un filtro FIR. Utilizando el comando de MATLAB `fir1` (con ventana de Hamming) configuramos un filtro de 40 coeficientes (debido a que no nos podíamos permitir mucha más carga computacional) y cuya frecuencia de corte íbamos variando para ver los resultados óptimos. El filtro resultante es, para una frecuencia de corte de 5 Hz:



**4-24 Respuesta en frecuencia del filtro FIR con frecuencia de corte 5Hz y 40 coeficientes**



**4-25 Diagrama de funcionamiento de un filtro FIR**

Con el diagrama solo queremos mostrar que la muestra de salida actual depende de la entrada actual y las anteriores, por lo que era la elección lógica para una aplicación en tiempo real. También de paso, vemos que para filtrar cada una de las muestras que entran, es necesario hacer una multiplicación por cada uno de los coeficientes del filtro, y una suma final con todos los resultados de las multiplicaciones. Teniendo en cuenta que tenemos una señal con una frecuencia de muestreo de 1KHz, el número de multiplicaciones no podía ser muy elevado. Es evidente que teniendo un ordenador más potente, podríamos tener un filtro con más coeficientes, y quizás no fuera necesario el establecimiento de la ventana de la que hablaremos más tarde.

Con ambos filtros aplicados (software y hardware), la señal quedaba muy limpia, siendo completamente apreciables los latidos a simple vista. Decidimos que para detectar los

latidos de forma informatizada, debíamos fijarnos en las tendencias de la señal, olvidándonos del nivel medio (todavía poco estable). Sin embargo, la señal no tenía tendencias completamente definidas, con ligeros picos muy frecuentes.

Para su eliminación, decidimos aplicar una ventana. Hay que decir que esta ventana se utiliza para la detección de eventos, lo que quiere decir que los cambios introducidos por ella no se representan en la interfaz gráfica. Utilizamos una ventana rectangular para comprobar que las tendencias detectadas no son un pico de ruido de la señal. Cuando llega un nuevo valor, se mira un determinado número de muestras, variable según la señal biológica, hacia atrás. El número de muestras que se tienen en cuenta depende de la longitud del tiempo entre eventos. Por ejemplo, para el cardiaco, la ventana tiene una longitud temporal de 35 milisegundos. Se hace la media de todas las muestras dentro de la ventana. Esto trabaja como un filtro paso bajo mucho más restrictivo que el anterior, pero introduciendo un retraso de la mitad de la longitud temporal de la ventana.

El establecimiento de esta ventana es necesario debido a que el filtro FIR no es suficientemente potente. ¿Por qué utilizar una ventana nos descarga el procesamiento? Porque utilizamos un algoritmo cíclico para coger los valores nuevos. Guardamos tantos valores como tenga la ventana, cogemos el valor que tiene que salir de la ventana con un puntero, y metemos el nuevo en la misma posición. Realmente hacemos una suma y una resta cada vez que viene una muestra nueva.

También configuramos un control de rebote. Una vez detectado un latido no registra otro hasta pasado un tiempo configurable.

Debido a las características de la señal, si hay un pico provocado por el ruido en la parte de bajada de la señal, no habrá ningún problema. El programa tiene el antirrebote configurado (habrá habido un latido hace poco), además de que no detecta un latido a menos de que haya una tendencia marcada de subida durante un tiempo. Si hay un pequeño pico de ruido en la parte de subida, cerca del pico real de la señal, el programa lo detectará como un latido en cuanto empiece a bajar la tendencia. Esto tiene que ser así, ya que nos interesa que detecte los latidos en tiempo real, y la primera muestra de la señal filtrada en la que cambie la tendencia es la que nos marca el latido si la señal está filtrada correctamente. No podemos esperar a ver si la tendencia continua cambiada o se trataba de un fallo (esto lo hacemos con la ventana, que mira valores que llegan más tarde que los de la propia muestra).

Cuando detectamos este problema bajamos la frecuencia de corte del filtro al mínimo posible (0.5 Hz), y dejamos corriendo la ventana rectangular por detrás. Con el valor que pusimos en el filtro los picos pasaron a ser algo muy raro, pero en el caso de que se produjera un falso latido, el programa lo corregiría inmediatamente después.

El funcionamiento es el siguiente. Al empezar, durante 10 segundos, se reconocen los latidos utilizando el filtro FIR, el antirrebote, y la acumulación de muestras. Esto hace que durante ese tiempo se pierda el tiempo real en sentido estricto, ya que para los latidos, se

estaría retrasando la señal en 17 milisegundos y medio. Durante este tiempo inicial, detectamos latidos de una manera muy fiable (no conseguimos encontrar ningún error). Sabiendo que los latidos son correctos, se configura el antirrebote. Tras este tiempo de configuración, se deja de aplicar la ventana rectangular para la detección de eventos, y solo se usa para comprobar que los latidos detectados son correctos.

Las acciones que se llevarían a cabo en caso de detectarse un latido incorrecto son las siguientes:

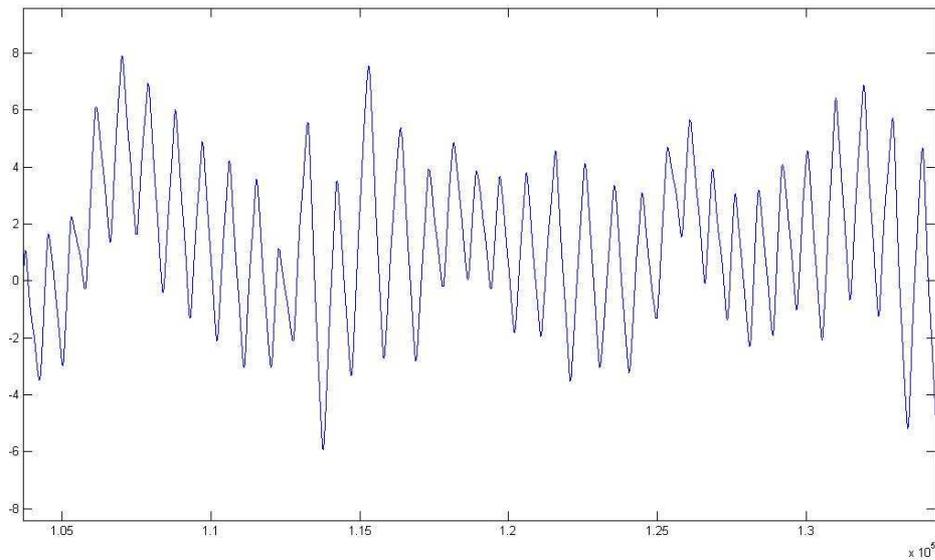
Tenemos un archivo de texto en el que guardamos los latidos, y numerosa información adicional (estímulo lanzado, respiraciones, eventos EDA, frecuencia actual, acumulada, etc..). Introduciríamos una línea de texto indicando que el latido anterior es erróneo, y se escribiría el nuevo tomando los valores correctos. Para esto, la variable en la que guardamos el latido actual, no se actualiza hasta que el latido es confirmado.

Para la comprobación del efecto del estímulo, y si se da el caso lanzar uno nuevo, es evidente que no hay diferencia entre hacerlo al detectar el latido o hacerlo unos milisegundos después. De hecho, no importaría hacerlo en el latido siguiente. Por esta razón, no se inicia el proceso indicado hasta que el latido esté confirmado.

Sin querer adelantar muchas más cosas, diremos que todos los cálculos para los cuales es necesario un latido, y más concretamente el HRV, no tienen una restricción temporal tal, que sea importante realizarlos en el momento del latido o tras el pequeño margen posterior.

Básicamente, los latidos se reconocen en tiempo real, pero hasta un pequeño tiempo después no se toman decisiones para comprobar que el latido es real.

Para que se hagan una idea de cómo queda la señal tras la pasada del filtro FIR y la ventana presentamos la siguiente figura:



**4-26 Muestra de la señal tras filtrado y ventana de acumulación. Los latidos son perfectamente reconocibles pese a la poca estabilidad del nivel medio de la señal.**

El programa es capaz de reconocer todos y cada uno de los latidos de la señal. Se ha escogido un tramo problemático de la señal, normalmente los valores son más estables. Además, se puede observar la problemática de la que hablábamos al principio. El nivel medio no es constante, por lo que era imposible detectar latidos mediante el establecimiento de un umbral.

Tras todas las pruebas hechas desde el principio hasta la finalización del proyecto, el total de latidos que se detectan incorrectamente con la restricción del tiempo real es de un 1% (tras incluir el filtro hardware en el amplificador) aproximadamente. No hemos visto fallar al detector de latidos completo, ya que los fallos son corregidos sin que sea apreciable por el usuario. Este método para la detección de latidos es completamente eficiente para esta implementación que hemos hecho, pero en caso de necesitarse estrictamente tiempo real creemos que sería necesario aplicar otro método diferente. Nos referimos principalmente a las señales cerebrales, para las que está pensado el proyecto europeo del RTDOC. Hablaremos de esto en el trabajo futuro, pero adelantamos que estuvimos estudiando la posibilidad de introducir el filtro de Kalman. Este filtro permitiría detectar eventos con cierta antelación, descartando el ruido. Para este proyecto lo estudiamos, pero la carga de trabajo que le metía al programa y la ausencia de necesidad de esa rapidez en la toma de decisiones, hizo que nos decantáramos por esta manera de trabajar.

## INTERFAZ GRÁFICA

Para la realización de la interfaz gráfica utilizamos una librería para C++ llamada QT. Se trata de software libre para la realización de interfaces de usuario. Nos gustaría resaltar que todo el código utilizado en nuestro proyecto es software libre o creado por nosotros mismos.

Lo primero fue la planificación de dicha interfaz. Queríamos que se mostrara en todo momento la información valiosa de cara al observador dinámico, que a fin de cuentas es la misma que podría interesar en un experimento de biofeedback. Desde un principio pensamos que la señal que iba a guiar nuestro observador era la señal cardiaca, aunque debido a las numerosas pruebas que realizamos durante el desarrollo esta interfaz fue cambiando.

La interfaz final muestra la señal cardiaca en tiempo real, y se muestra un contador con la frecuencia acumulada durante 15 latidos (que es el parámetro que se utiliza normalmente en medicina). Este es el parámetro que queremos que el usuario tome como referencia para interactuar con el programa. El indicador de frecuencia cambia de color en el momento exacto en el que se detecta un latido, y de cambiar el valor entero más próximo a la frecuencia actual acumulada, se cambia el valor.

QT es una librería de C++, como hemos dicho anteriormente, que trabaja con objetos. Toda la interfaz gráfica está programada en el archivo ventana\_plot.cpp, excepto las inicializaciones de algunos parámetros, la interacción con el procesado de datos, y pintar cada muestra que llega, que se hace en data\_plot.cpp. Para la creación de las ventanas (QMainWindow), los botones (QPushButton), los lcd (QLCDNumber) y todo lo demás, se declaran los correspondientes objetos de la librería QT.

En las referencias dejamos manuales para el trabajo con QT, en el que se especifican todos los diferentes objetos de la librería, con sus correspondientes características y funcionalidades. Nos limitaremos a explicar el funcionamiento general del programa, pero queríamos que quedara claro que esta nueva librería nos llevo mucho trabajo hasta llegar a poder utilizarla correctamente. Estamos muy contentos con el resultado. Ahora seguimos con la explicación del interfaz:

La ventana principal, a la cual añadiremos los demás objetos, es de tipo QMainWindow. Además de una función para declarar la apariencia de esta ventana, tenemos otra principal para el establecimiento de conexiones. Por ejemplo, para cambiar el color del lcd cada vez que se detecta un latido hacemos la siguiente conexión (ponemos este ejemplo por su baja complejidad):

```
connect(plot,SIGNAL(heartbeat(int)),this,SLOT(changeLcd(int)));
```

Esta conexión indica que cuando se emita la señal **heartbeat**, se lance la función **changeLcd**, que se encuentra en este mismo objeto. Cada vez que se detecta un latido en **data\_plot**, hacemos lo siguiente:

```
emit heartbeat(latido%2);
```

Y la función **changeLcd** es tan simple como lo siguiente, utilizando las funciones del objeto **QLCDNumber**:

```
if (algo==1)lcd->setSegmentStyle(QLCDNumber::Filled);
```

```
else lcd->setSegmentStyle(QLCDNumber::Outline);
```

Como el valor que emite la señal es 1 o 0 alternativamente, se irá cambiando el modo de rellenar el número en el lcd entre lleno o vacío.

Eso es en cuanto a la apariencia de la ventana, pero la parte más importante de la misma es pintar la señal del sensor. Una vez tuviéramos eso, podríamos empezar a hacer pruebas con estímulos, y de hecho tendríamos preparada nuestra máquina de biofeedback. Como hemos dicho antes, esta parte se hace en data\_plot. Comentaremos las líneas más importantes dedicadas a la interfaz gráfica que hay en este programa.

En la función 'void DataPlot::SetCurve(void)' se le dice a la ventana cual es la variable de la que cogerá los valores para la representación. Más concretamente, en la línea:

```
cRight->setRawData(d_x, d_y1, PLOT_SIZE);
```

d\_x es al valor del tiempo en el que se ha recogido la muestra, o eje X de nuestra gráfica (común a todos los canales), y d\_y1 es el valor del eje Y que vamos a representar. Los valores d\_y1, d\_y2 y d\_y3 son los valores que se recogen en la cola de la que hablábamos antes, y corresponden a los canales 1, 2 y 3 respectivamente.

Si quisiéramos que se representara la respiración cambiaríamos el 1 por el 2, e igual para la conductividad poniendo un 3. Estas son acciones que llevamos a cabo numerosas veces para ver la influencia de algunos de nuestros estímulos en tiempo real.

Una vez puestos todos los valores iniciales, la función encargada de pintar los valores nuevos es timerEvent. Esta función contiene un disparador que cuando el procesador tiene recursos hace que se lance. Así, cada vez que se termina de recoger datos y hay recursos, es la función que se llama. En ella se recogen los datos de la cola, se llama a la función Filtro (si queremos ver los datos filtrados y utilizar el RTDOC, si solo quisiéramos representarlos no haría falta), y se representan los valores. La gráfica se empieza a pintar de izquierda a derecha, y hay que tener cuidado de que no se haya alcanzado el borde derecho. Si esto ocurre, volvemos a empezar a pintar desde la izquierda, respetando el valor real del valor del tiempo.

Solo indicar que esta última función es de las más importantes del programa, ya que en ella empieza la recogida de datos, la representación, y se llama a la función Filtro, que a su vez llama a todas las demás.

Como hemos comentado anteriormente, una vez hubo funcionado esta parte, teníamos una máquina de biofeedback. El siguiente paso era comprobar la eficacia de los estímulos que habíamos pensado sobre las variables fisiológicas que podíamos grabar y representar.

## ELECCIÓN DE LOS ESTÍMULOS

En esta parte del proyecto nos interesaba saber si iba a ser posible encontrar estímulos que actuaran sobre alguna de las variables que estábamos grabando. Ésta era la mayor prioridad en este momento, por lo que empezamos a hacer varias sesiones de biofeedback, lanzando estímulos y estudiando a posteriori (grabando los datos en un archivo y analizándolos con MATLAB, pero viendo la señal en tiempo real) su efecto sobre las 3 variables que teníamos.

En un principio, nuestro observador dinámico iba a contar con un número indefinido de estímulos con el único objetivo de cambiar la frecuencia cardiaca, la conductividad de la piel o la frecuencia respiratoria. Con este fin empezamos los experimentos con estímulos visuales, sonoros, gustativos (desde sal hasta guindilla picada) y algunas otras cosas, como hacer flexiones de piernas, cambios de temperatura o pellizcos. Sin embargo, en esta fase del proyecto no teníamos un sensor de conductividad de la piel que funcionara correctamente, y la frecuencia respiratoria no era un parámetro con el que nos atrajera trabajar, debido a que puede ser controlado conscientemente. Este es el motivo de que nos centráramos en la frecuencia cardiaca como parámetro principal.

A modo de curiosidad, adjuntamos una pequeña tabla con los datos de algunos estímulos que probamos en esta etapa. Hay pocas pruebas debido al mal resultado que dieron estos en concreto, sobre todo a la hora de la estabilidad y durabilidad del efecto:

<b>NOMBRE</b>	<b>DIFERENCIA SOBRE EL VALOR INICIAL</b>
GUINDILLA	+42 (3 PRUEBAS)
SAL	+25 (4 PRUEBAS)
AZÚCAR	+19 (6 PRUEBAS)
30 FLEXIONES DE PIERNAS	+59 (4 PRUEBAS)
PELLIZCO (SOLO UNO, FUERTE)	+16 (1 PRUEBA)

**4-27 Tabla con el resumen del efecto de los estímulos descartados en un principio, con la diferencia en latidos por minuto que provocaron en su momento más álgido**

Como se puede observar, algunos de ellos son muy efectivos. Sin embargo, investigando un poco, encontramos estudios sobre la influencia de los sonidos en la frecuencia cardiaca. Esto nos parecía más interesante por varios motivos:

- El ordenador es capaz por sí mismo de reproducir los sonidos. El hecho de tener que pellizcar a alguien o darle de comer implica tener siempre a alguien ocupado en mirar qué estímulo quiere el ordenador que se lance (además de que este hecho puede influir en el comportamiento de las variables a estudio).
- Su reproducción es menos costosa para el ordenador que la de un vídeo (de hecho, con la reproducción de un vídeo sufriríamos importantes retrasos a la hora de monitorizar el pulso).
- El individuo no tiene que realizar ningún tipo de actividad. Tampoco era nada cómodo pedirle a nadie que hiciera flexiones, aparte de que esos movimientos influyen

en las mediciones. Hemos hablado anteriormente del sensor cardíaco, que utiliza la luz. Si haces flexiones de piernas el sensor se mueve, y varía la superficie de contacto o el ángulo con el que la luz entra en el dedo también cambia la luz que recoge el otro extremo del sensor, mostrándose variaciones que no existen.

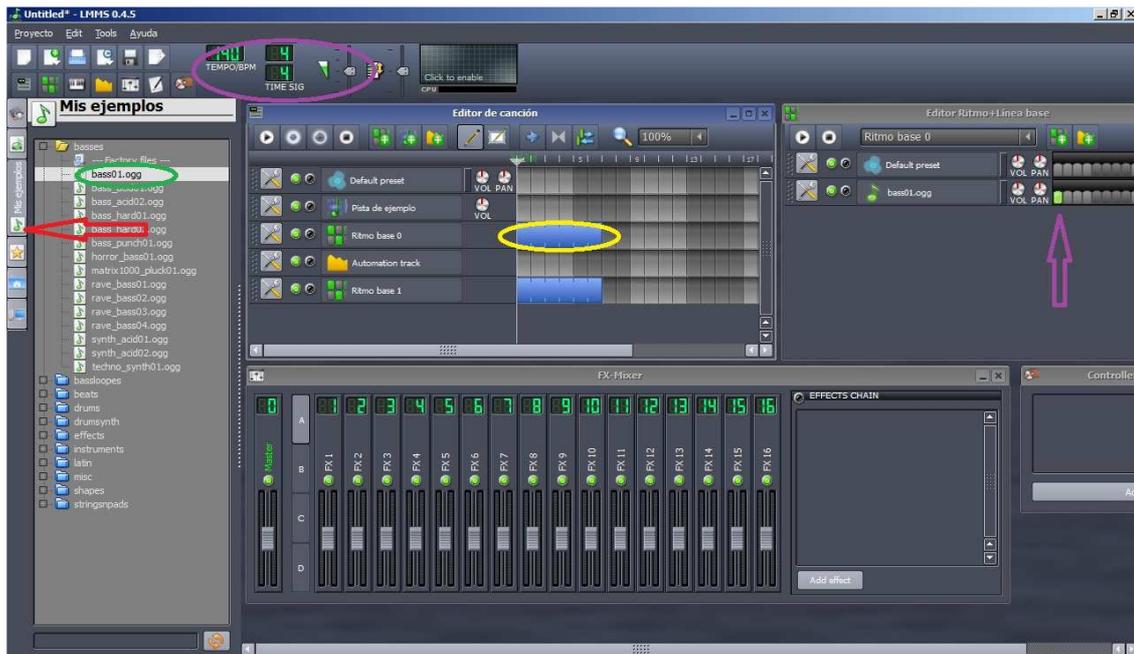
- El sonido tiene tres parámetros, con los que podemos jugar. De esta manera, también estamos realizando un estudio sobre la influencia de estos parámetros en la frecuencia cardíaca.
- Comprobamos la eficacia de estos estímulos, sobre todo a nivel de estabilidad en los resultados. Que las subidas o bajadas fueran menores pero bastante reproducibles es una gran ventaja. Por ejemplo, la guindilla tiene un gran efecto en la frecuencia cardíaca, pero se pasa rápido y la diferencia del efecto en dos personas puede ser muy grande. Si no conseguimos encontrar un patrón nosotros, es probable que el observador tampoco lo haga.

Las cualidades del sonido quedan explicadas en el estado del arte. Leyendo los diferentes estudios sobre el efecto de estímulos sonoros sobre la frecuencia cardíaca podemos ver que la mayoría de ellos se refieren a música(Nakahara, Furuya, Obata, Masuko, & Kinoshita, 2009)(Trappe, 2010).

Aunque nuestras experiencias con música fueron satisfactorias, decidimos centrarnos en los sonidos, ya que en éstos podemos controlar los tres parámetros anteriormente nombrados y ver la influencia de cada uno de ellos. Además, trabajando con música teníamos un problema más: la subjetividad. La efectividad de los estímulos era pronunciada, pero muy dependiente de la impresión que tuvieras de la canción. Los resultados que obtenía yo poniendo mis canciones favoritas y los de otra persona eran diferentes.

Para crear nuestros propios ritmos, utilizando un único instrumento, utilizamos el programa LMMS (<http://lmms.sourceforge.net/>), ya que es bastante intuitivo y, sobre todo, gratis. Más abajo presentamos un pantallazo del aspecto de su interfaz.

Nos centramos únicamente en los ritmos, pues aunque parezca un poco primitivo es donde mejor podemos controlar la frecuencia, timbre y tono del sonido. Utilizando más de un instrumento tendríamos más dificultades para ver la influencia de los tres parámetros del sonido.



**4-28 Interfaz gráfica del programa Imms, que utilizamos para la creación de sonidos, con indicaciones.**

Lo primero que tenemos que hacer para crear sonidos de este tipo es añadir ritmos base. Para ello, presionamos el botón que está al lado del stop en la ventana del editor de canción. Acto seguido, pulsamos sobre el icono ‘Mis ejemplos’, al que está apuntando la flecha roja. Nos saldrá una ventana con numerosos sonidos, entre los que elegimos el que más nos atraiga (pulsando una vez suena, pulsando dos lo seleccionamos). En nuestro caso, seleccionamos bass01.ogg, como se ve dentro del círculo verde. Al hacerlo, este sonido se añadirá a todos los ritmos base que tengamos añadidos como opción para ser incluido.

Ahora, habrá que ir a la ventana de ‘Editor ritmo + línea base’. Allí seleccionaremos el ritmo que deseamos modificar. Nos aparecerán como opciones todos los ritmos que hayamos seleccionado previamente. En nuestro caso, seleccionamos el ritmo base 1. Para añadir un determinado sonido al ritmo solo hay que seleccionar el momento del intervalo en el que queremos que empiece a sonar ese ritmo. Está subdividido en 16 intervalos, nosotros como ejemplo, elegimos el primero, como se ve en el cuadrado iluminado al que apunta la flecha morada.

A continuación, nos vamos al editor de canción de nuevo, y seleccionamos los ritmos que queremos que suenen. En nuestro caso seleccionamos dos, el ritmo base 0 y el 1 (círculo amarillo). Al no haber añadido nada al ritmo base 0, solo sonara el bass01.ogg del ritmo 0. Cada intervalo que añadamos a la canción se divide en los 16 subintervalos que vimos anteriormente.

Por último, en la parte de la imagen que marca el círculo morado, tenemos varios parámetros interesantes. Antes de grabar un sonido, puedes cambiar el volumen y el tempo con el que se reproducirá. Esta fue nuestra manera de crear sonidos con instrumentos iguales y velocidad y volumen diferentes. Para que los instrumentos fueran

diferentes, a cada uno de los ritmos le añadimos un sonido diferente de la pestaña 'Mis ejemplos'.

En un principio creamos ritmos con 4 instrumentos diferentes (timbre), a 3 niveles de volumen (intensidad) y con 3 frecuencias de repetición de los mismos. Antes de ponernos a construir el observador dinámico, probamos los sonidos para comprobar que el cambio en alguno de estos parámetros influía en la frecuencia cardiaca. Estos fueron los resultados:

Para los niveles elegimos 2 valores extremos y uno medio, que para hacer el estudio nos pareció lo más adecuado.

Los sonidos están numerados según los niveles que tengan de cada uno de los parámetros. Así, el sonido que corresponda al instrumento 2, cuyo nivel de volumen sea medio y tenga la mayor frecuencia de repetición, tendrá el número 212. Para este sonido en concreto, el ordenador hará la traducción al número decimal siguiendo un esquema en base 3. El 212 sería el sonido que el ordenador reconoce por el 23. Así, cuando hablemos del modo de aprendizaje, el ordenador lanzará estímulos aleatoriamente, pero siendo consciente de los niveles de cada una de las características del sonido. Con esta información, el sistema es capaz de averiguar cuáles son los niveles que más afectan de manera general, y predecir cambios. Por ejemplo, al empezar tendrá información de los sonidos cuya frecuencia de repetición son más efectivos sobre el corazón, pero si a un sujeto se le presenta un sonido de otra frecuencia y el comportamiento es mejor que con el que el sistema reconoce como primero de la lista, utilizará estos datos para modificar la prioridad de los estímulos. Esta variación será temporal, escribiéndose después los datos con la misma prioridad que el resto de experimentos.

## DESARROLLO DEL OBSERVADOR DINÁMICO

En el punto en el que estamos ahora, tenemos una máquina de biofeedback sobre la frecuencia cardíaca y la respiración. Este concepto, explicado en el estado del arte, ha demostrado su eficacia para el tratamiento de numerosos problemas. Sin embargo, lo que diferencia al observador dinámico del biofeedback es la estimulación dependiente de actividad.

En esta parte del desarrollo explicaremos los cambios que introducimos para conseguir esta funcionalidad.

Hemos visto el efecto que tienen nuestros estímulos en las variables fisiológicas con las que estamos trabajando, sin embargo, no queremos darle al observador esta información de antemano. La idea es que si hay una relación causa-efecto entre los estímulos y la variable que se estudia, el observador dinámico sepa por sí mismo cuál es.

Por esta razón, en un periodo inicial sometemos al observador a una etapa de aprendizaje. La etapa anterior, en la que comprobábamos que efectivamente nuestros estímulos tenían un efecto controlable, es necesaria, ya que de no haber una relación causa-efecto el observador dinámico no sacaría ninguna conclusión válida.

En esta etapa, el estímulo que se lanza es aleatorio. Se recoge información de los cambios en las variables que nos interesan, y pasado un tiempo, que depende del efecto del estímulo, se pasa a un pequeño descanso y otro estímulo aleatorio. De esta manera vemos qué estímulos causan qué efectos en el individuo.

Por ejemplo, para ver el efecto de los sonidos que creamos sobre la frecuencia cardíaca hicimos lo siguiente. Pasado un tiempo inicial, para darle tiempo al estímulo a hacer efecto, se estudiaban las variaciones la frecuencia cardíaca con cada latido. Si el sonido no tenía un efecto positivo sobre la frecuencia (haciendo que suba), se retiraba. Mientras el estímulo funcionara, se mantenía, y cuando dejaba de hacerlo guardábamos el tiempo que se había quedado funcionando ese estímulo. Luego, sacando medias de esos tiempos, teníamos una tabla con cada estímulo y su efecto sobre el corazón. El número es una medida directa del efecto, ya que si es grande sabemos que va a aumentar la frecuencia durante un largo periodo de tiempo.

Cuanto más largo sea este tiempo de aprendizaje, más precisos serán los datos. Una vez que comienza el observador dinámico se siguen recogiendo datos y añadiéndolos al estudio.

La información del efecto de los estímulos está en un archivo llamado inicio.txt. Este archivo, una vez que estemos en la etapa de control, se lee antes de empezar un experimento. Con la información obtenida se ordenan los estímulos, y se comienza el experimento. Es importante recalcar que al final de la actuación de cada estímulo se reescribe este archivo, y que la información que aporta es muy importante al principio pero según pasa el tiempo lo que más toma en cuenta el sistema es el experimento actual.

Clasificamos los sonidos con un sistema en base 3, ya que tenemos 3 parámetros que variamos y 3 niveles en dos de ellos (el primer número va de 0 a 3, pero no afecta a la numeración). De esta manera, el sistema sabe qué parámetros tiene cada uno de los sonidos. Esto nos sirve para hacer estudios de los parámetros que más afectan a la frecuencia cardiaca. Comparamos sonidos cuyos números sean iguales en dos de los tres dígitos. Por ejemplo, si tenemos dos sonidos, el 110 y el 112, y los efectos sobre la frecuencia del segundo son mayores que los del primero, vemos que el parámetro del primer dígito, tiene más influencia en un nivel alto que en un nivel bajo. Así podemos predecir el efecto de nuevos sonidos. Si el parámetro del que acabamos de hablar es el volumen, podemos predecir que si introducimos un nuevo sonido cuyo volumen sea más alto, su efecto será más grande.

Una vez terminado el periodo de aprendizaje, lo siguiente que hay que resaltar es que el observador dinámico necesita un objetivo. Por ejemplo, mantener los valores de la frecuencia cardiaca entre unos determinados valores, o reducir la alta frecuencia de la variabilidad cardiaca lo máximo posible.

El observador dinámico ha de ser capaz de elegir el estímulo adecuado para cada ocasión, dependiendo del estado del sistema con respecto al objetivo.

Así, la función Analizador() estudia el parámetro biológico que se está tratando, y nos da información del estado con respecto al objetivo y a los momentos anteriores. Esta información pasa a otra función llamada Decisor(), que será la función encargada de seleccionar el siguiente estímulo en caso de ser necesario cambiar. Por último, se llamará a Lanzador() con la información anterior para que lance los estímulos.

NOTA: la función lanzador lanza comandos por consola para abrir otros programas. Esto supone una alta carga de computación para algunos programas o archivos, por lo que en los casos en los que la ejecución no lo soporte correctamente esta función solo marcará por pantalla en estímulo que se debe lanzar a continuación. Es necesario entonces que la persona que realiza el experimento lance los estímulos en otro ordenador. Por ejemplo, para los sonidos creados por nosotros mismos no es necesario este proceso, ya que el reproductor al que se llama mediante el comando 'play' de la consola de Linux es muy simple. Para la visualización de imágenes tenemos más problemas, con programas como el 'kview', pero estamos estudiando posibles soluciones.

Queremos resaltar que una vez terminadas las medidas de las que hablaremos a continuación, las introducimos en el observador dinámico. Éste toma las decisiones en base a la frecuencia cardiaca actualmente, pero si encontráramos una variable sobre la que los sonidos influyeran de una manera más eficiente que en la frecuencia, el cambio sería prácticamente inmediato.

## DESARROLLO DE NUEVAS MEDIDAS

Llegados a este punto, y gracias al consejo de Uwe Pfaff, decidimos añadir varias entradas al observador dinámico.

Podríamos decir que esto fue una segunda parte del proyecto, ya que el observador dinámico tal y como lo habíamos diseñado estaba preparado para ser probado y validado. Estas fueron las razones de la continuación del desarrollo:

- Estudio de la reactividad de la variabilidad cardiaca. Se nos comentó que era posible que la variabilidad cardiaca fuera una medida mucho más reactiva y controlable que la frecuencia cardiaca, además de tratarse de una medida muy útil y de moda en el panorama actual. Además, nos pareció muy interesante el tratamiento de la señal que era necesario para hacer un análisis correcto de este parámetro.
- Tras comprobar que la variabilidad sí era bastante reactiva pero menos controlable (y muy variable entre una persona y otra), y leer numerosos artículos acerca del estudio de emociones por medio de la actividad del sistema nervioso autónomo, decidimos añadir una medida del sistema nervioso simpático (HRV es del parasimpático). De esta manera crearíamos una herramienta bastante compleja (con 3 señales de entrada, más el cálculo del HRV en tiempo real) para el estudio del estado emocional de las personas. Decidimos que esta medida sería la conductividad de la piel, en un principio comprando un nuevo sensor.
- Tras comprobar que nuestra herramienta tenía resultados muy satisfactorios, pero que no había ningún parámetro que consiguiéramos controlar tan bien como la frecuencia cardiaca, decidimos que la única entrada que tendría el observador dinámico sería la frecuencia cardiaca. El resto de señales servirían para controlar el estado emocional de la persona sujeta al estudio y para en un futuro cercano crear un algoritmo de reconocimiento de emociones. Esto era un objetivo demasiado optimista para este proyecto, pero demostraremos que es posible con pruebas hechas con nuestro propio programa.

Así, al final del desarrollo, teníamos dos módulos diferenciables y muy prometedores. Por un lado, teníamos un primer ejemplo del observador dinámico. Es cierto que es un ejemplo muy simple, pues la señal de entrada no requiere estrictamente tiempo real, ni era la señal para la que se pensó inicialmente el observador. Sin embargo, podremos ver los resultados más adelante en esta memoria.

Por otro, una herramienta para el estudio de la actividad del sistema nervioso autónomo. El principal problema con este módulo es que hay muy pocos estudios hasta el momento que hayan intentado una caracterización de emociones con estos parámetros. Esta es la razón de que paráramos el desarrollo, pues no nos pareció que la investigación de las

posibilidades de la herramienta fuera nuestra tarea, aunque la dejamos en buenas manos.

A continuación, seguiremos con el desarrollo de estas nuevas medidas del sistema, que son:

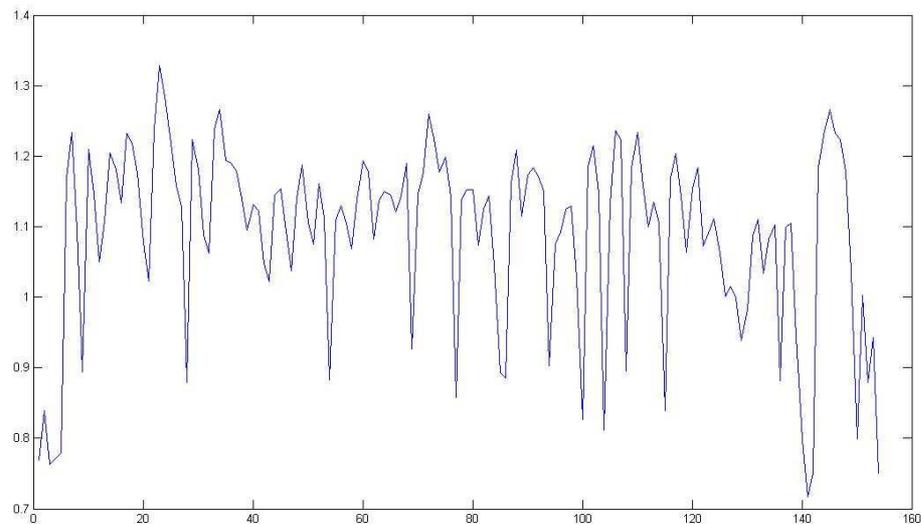
- Variabilidad cardiaca
- Conductividad de la piel (esta vez con un sensor construido por nosotros)

Además, veremos los resultados de las primeras pruebas de este módulo, con todas las señales que podíamos medir y con numerosos estímulos nuevos que también presentaremos a continuación.

## HRV

Tras unas cuantas reuniones con Uwe Pfaff, decidimos añadir una funcionalidad a nuestro observador dinámico. Como hemos hablado en el estado del arte, la variabilidad cardiaca ha demostrado ser una importante herramienta para, por ejemplo, el correcto diagnóstico de la gravedad de los pacientes que han sufrido un infarto de miocardio. Para el departamento del sueño de la UAM era importante ver si era posible que hiciéramos un analizador en tiempo real del HRV (las siglas en inglés de variabilidad de la frecuencia cardiaca, Heart Rate Variability). En concreto, numerosos estudios han demostrado que la frecuencia alta del HRV (HF desde ahora) es una medida de la actividad del sistema nervioso parasimpático. Las otras bandas de frecuencia del HRV no están claramente definidas, si bien se ha establecido que la banda de baja frecuencia está afectada tanto por la actividad del sistema simpático como la del sistema vagal o parasimpático.

La representación del HRV en el tiempo es sencilla. En el eje x se marcan los tiempos a los que se producen los latidos, y en el eje y la diferencia de tiempo con el latido anterior. Para ello en nuestro programa no había que buscar mucho, ya que para el cálculo de la frecuencia utilizamos el tiempo con respecto al último latido. A esta representación se la conoce como tacograma, y a continuación ponemos un ejemplo, con ambos ejes en segundos:



**4-29 Tacograma (diferencia con respecto al latido anterior en segundos en el eje Y, tiempo en el que se produjo el latido en el eje X)**

Para nuestro estudio nos interesan dos bandas de frecuencia, la HF (0.15-0.4 Hz), y la LF (0.04-0.15 Hz). Esta última frecuencia es más que nada para estudios futuros y para compararla con la HF.

Al estar hablando de bandas de frecuencia, teníamos que transformar la señal (en el dominio del tiempo) por medio de la transformada de Fourier. La forma más eficiente de

realizarla es la transformada rápida de Fourier (FFT en sus siglas en inglés), un algoritmo que hemos explicado anteriormente.

Para hacer la FFT necesitamos una señal discreta, pero con muestras equidistantes. Nuestra señal, como acabamos de explicar, tiene muestras separadas por un tiempo variable. Para que las muestras sean equidistantes, tenemos que sobremuestrearla. Elegimos 4 Hz debido a que es la frecuencia de muestreo que se utiliza en la gran mayoría de experimentos realizados sobre el HRV.

Con este propósito, creamos la función AdaptaSenal. Calculamos la pendiente entre dos latidos, y con ella interpolamos la señal cada 250 milisegundos. Una vez realizado esto, la señal está preparada para que se le realice la FFT.

Para ello nos descargamos la librería fftw3 de la página web <http://www.fftw.org/>, más concretamente la versión 3.2.2 para Linux. Utilizando esta librería creamos la función FFT, a la cual se le pasa la señal que tiene que ser transformada y la longitud de la misma, y se devuelve el valor de la potencia de la banda HF. De nuevo, no entraremos en las peculiaridades de esta librería. En el link de un poco más arriba hay manuales que explican todas las peculiaridades de este módulo.

## **PROBLEMAS DE DESARROLLO**

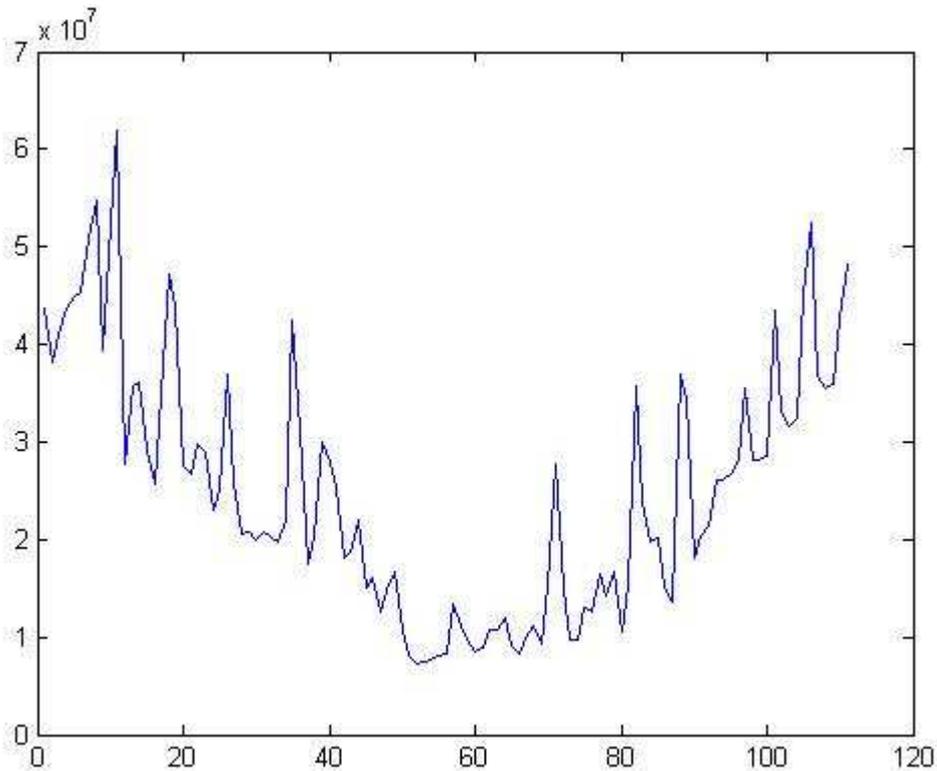
Nos descargamos de <http://kubios.uku.fi/> el programa Kubios HRV, que sirve para analizar señales de variabilidad cardiaca a posteriori. De esta manera, podríamos comparar nuestros resultados con los del programa, que es totalmente fiable.

Siguiendo los consejos de Uwe Pfaff, nos fijamos en la banda alta de frecuencia (HF) como medida de la actividad del sistema parasimpático. En la actualidad se sigue estudiando el significado de la banda de baja frecuencia o LF. Hasta hace un tiempo se consideraba que era una medida del sistema simpático, pero se ha demostrado que no es así en varios artículos. Hasta hace menos tiempo se utilizaba el cociente LF/HF como el indicador más fiable de la actividad parasimpática, pero también se ha demostrado que no es así (Poletto et al., 2011).

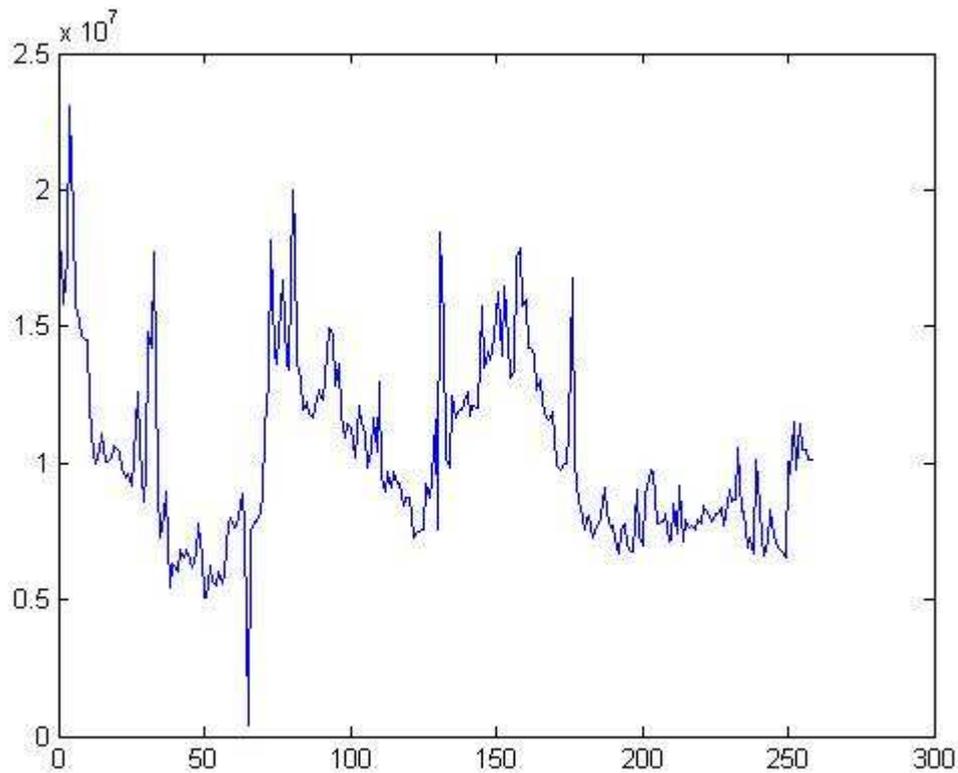
Lo que nos llamó la atención en un principio fueron los saltos que daba la señal, sin causa aparente. Estos saltos no aparecían si analizábamos el espectro de la señal en el programa Kubios.

El principal problema era que la señal que transformábamos mediante la FFT no tenía una longitud fija. Transformábamos la señal correspondiente a los 90 últimos latidos, cada dos nuevos. Esto hacía que al sobremuestrear la señal el número de muestras dependiera de la tasa cardiaca que hubiera tenido el individuo sujeto al experimento. Esto producía problemas a la hora de calcular la potencia, ya que el eje de frecuencias cambiaba, y al tener una FFT de poca resolución las diferencias eran notables. Bastó con hacer la interpolación de la señal al revés, empezando por el último latido registrado, y avanzando hacia atrás, para tener una señal de longitud fija y que terminara en el momento actual.

Una vez realizado el cambio seguimos observando (en menor medida) los saltos en la señal, aunque manteniéndose estable. Tras hacer unas pruebas con ciclos de respiración fijos (6 por minuto), identificamos los picos como respiraciones. Descubrimos entonces que el valor de HF iba oscilando debido al ritmo respiratorio alrededor de su valor real como medida de la actividad parasimpática. Presentamos dos ejemplos de la problemática:



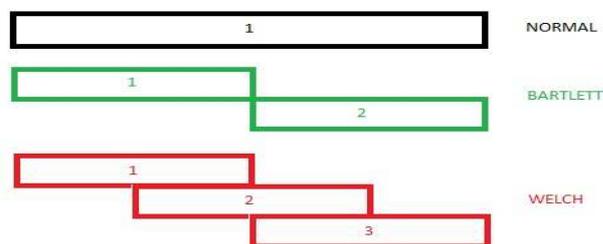
**4-30 HF de la variabilidad cardiaca con la problemática de los picos, antes de suavizar el espectro. Todas las medidas del HRV están representadas en unidades arbitrarias en el eje Y, y tiempo en segundos en el eje X. Lo que nos interesa de la señal son los cambios de la misma.**



**4-31 HF de la variabilidad cardiaca con la problemática de los picos, antes de suavizar el espectro II**

Con los saltos que se observan era muy difícil hacerse una idea, sobre todo en tiempo real, de la actividad del sistema parasimpático, por lo que optamos por introducir dos métodos que son utilizados por todos los programas de análisis de HRV que hemos visto (Kubios, Biopac, etc...).

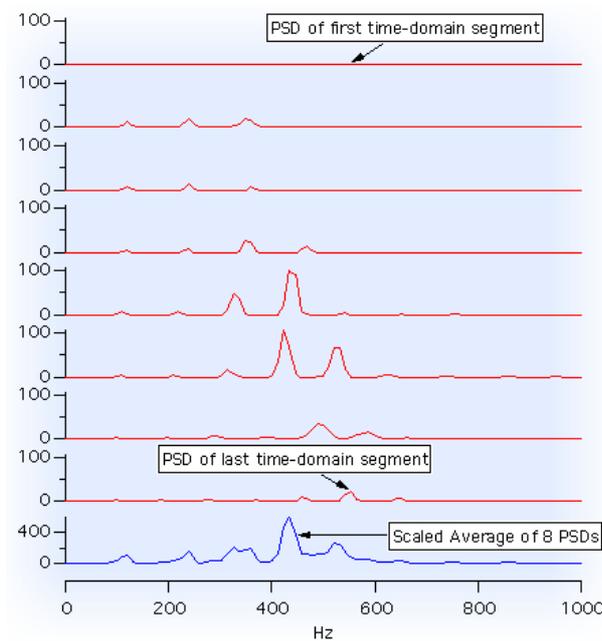
Es necesario suavizar el espectro, y para ello se utiliza la promediación de periodogramas de Welch, multiplicando antes la señal por una ventana, que en nuestro caso es la de Hamming.



**4-32 Diferentes métodos de enventanado para suavizado de espectro. Cada recuadro de un color muestra los segmentos tomados para hacer la promediación.**

Para el método de Welch, en vez de hacer una FFT a la señal de la que desea saber el espectro, se eligen segmentos de igual longitud de la señal, a los cuales se les realiza la FFT para después promediar los resultados. Si los segmentos no se solapan, se trata del

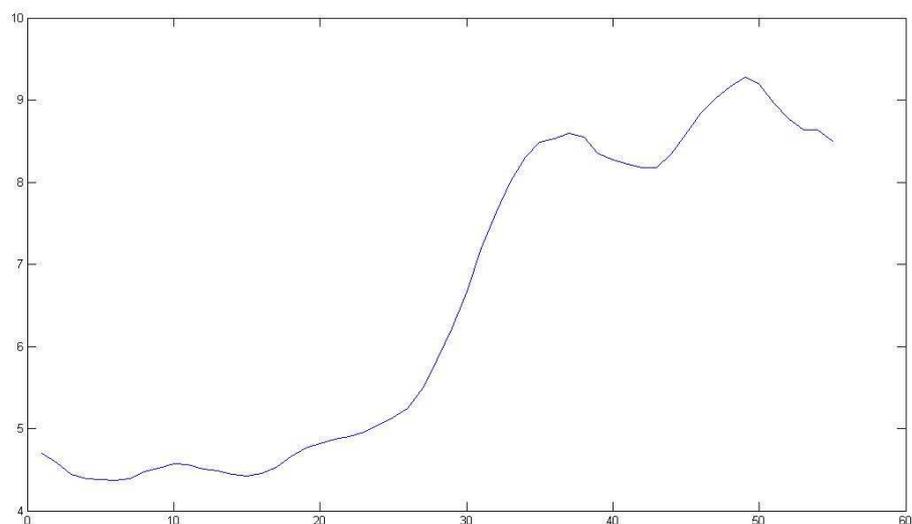
método de Bartlett. Sin embargo, Welch descubrió que combinando la multiplicación por una ventana, que ya no tiene por qué ser rectangular, con un solapamiento del 50% entre los segmentos, se maximizaban las propiedades del método de Bartlett.



**4-33 Periodograma de Welch, vemos como se obtiene un espectro suave promediando 8 segmentos de una señal.**

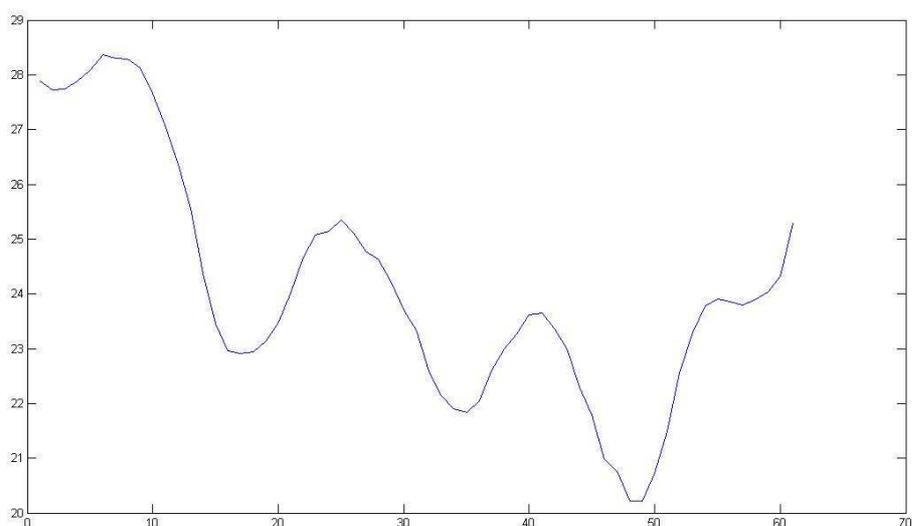
En la imagen 4-31 que tenemos un poco más arriba se pueden ver las diferencias entre lo que hacíamos antes, Bartlett y Welch. En nuestro caso, elegimos 3 segmentos solapados un 50% (justo el ejemplo que ponemos en rojo). Cuanto mayor sea el número de segmentos, menor será la resolución espectral (debido a que la señal de entrada a la FFT tendrá menos muestras). Nosotros tomamos muestras de 90 segundos, muestreadas a 4Hz, lo que hacen 360 muestras. Para la elección de la longitud del segmento teníamos o 180 o 90 muestras, y elegimos 180 por tres razones: la resolución espectral es mejor, el suavizado del espectro es muy notable, y para poder comprobar la total validez de nuestros resultados. Esta última cuestión es debida a que estamos utilizando el programa Kubios HRV para contrastar los resultados obtenidos en tiempo real con los que deberíamos obtener (el Kubios HRV es un programa ampliamente conocido en el ámbito del análisis del HRV). Una limitación del Kubios es que la medida para la elección de la ventana es en segundos, y no admite decimales. Por esta razón no era posible elegir 90 muestras, ya que corresponden a 22.5 segundos (señal muestreada a 4Hz).

## EJEMPLOS DE LA NUEVA MEDIDA Y EXPERIMENTOS



**4-34 HF-HRV tras suavizado mediante periodograma de Welch**

Primera medida del HF tras los cambios, en la que vemos que los picos desaparecen. En este experimento no estimulamos de ninguna manera. Se puede observar que al principio de la prueba el HF está muy bajo, lo que es un indicador de baja actividad parasimpática, que a su vez es característica de un estado alterado como puede ser el nerviosismo, la rabia, el miedo, etc. Esto cambia pasado el inicio de la prueba. Como hemos indicado, se trataba de la primera medida, por lo que aunque no estimuláramos de ninguna manera, podemos decir que es una reacción más que normal ante, primero la incertidumbre del resultado, y después ver que estaba funcionando.



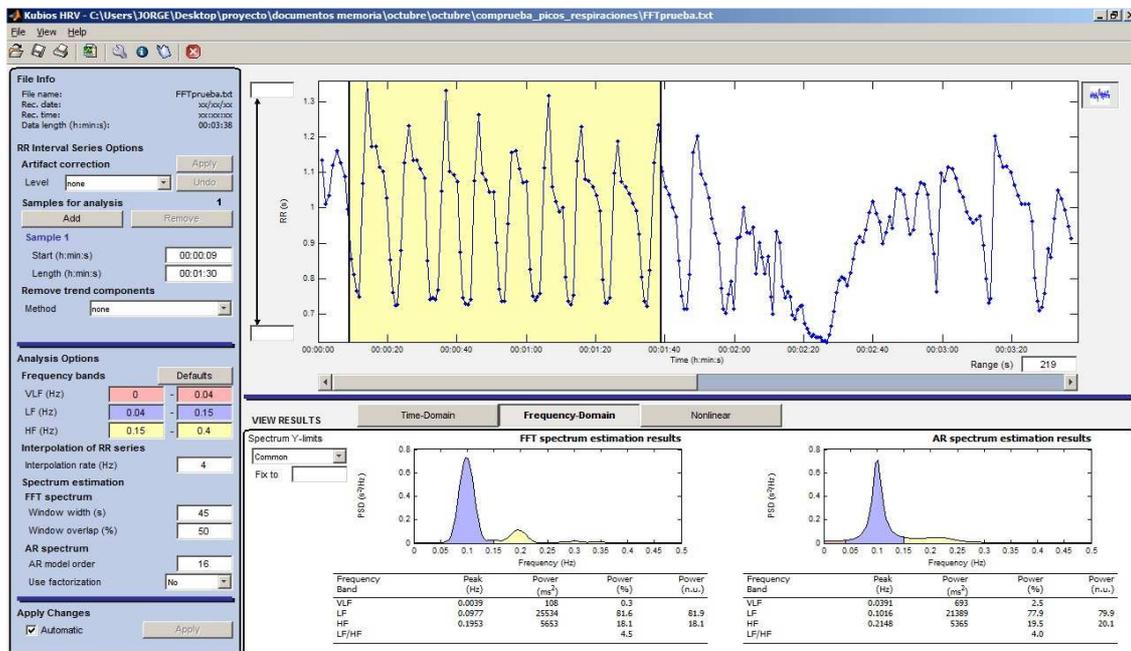
**4-35 HF-HRV con suavizado mientras se escucha una canción ruidosa entre las muestras 8 y 44. Vemos la alteración que se observa, al bajar la señal.**

Esta es la primera medida del HF-HRV con estímulos que grabamos. Entre las muestras 8 y 9 empieza a sonar una canción (“Hey boy hey girl” – Chemical Brothers) hasta la muestra 44. Vemos claramente como el HF hace lo esperado, bajando durante la reproducción de la canción y subiendo en el periodo de silencio.

En este punto teníamos una medida del sistema parasimpático reconocida en toda la comunidad científica. Sin embargo, hay un problema definido en varios artículos que vamos a comentar brevemente. Hay una discusión abierta desde poco después de empezar a utilizarse el HRV como medida de la actividad del sistema nervioso autónomo hasta nuestros días, ya que todavía no tiene una respuesta definitiva. Se trata de la manera en la que influye la respiración en el tiempo entre latidos (o, más científicamente, influencia de la RSA –Respiratory Sinus Arrhythmia - en el HRV)(Zucker, Samuelson, Muench, Greenberg, & Gevirtz, 2009).

La influencia es clara, como vemos en la imagen de un experimento hecho sobre mí mismo en el que realizamos una respiración muy fuerte cada 10 segundos, o 0.1Hz. Vemos claramente el pico de la FFT en la frecuencia respiratoria. Hay científicos que defienden que esto son artefactos, otros que no, y otros que a veces, pero la medida es ampliamente utilizada sin tener en cuenta este detalle que **solo se da en respiraciones conscientes de gran amplitud y a un ritmo lento**. Este tipo de respiraciones hace que los latidos se ‘modulen’ con el ritmo respiratorio, produciendo una componente muy alta en el ritmo al que se respira.

La ventana superior representa el tacograma, la zona amarilla es una ventana de 90 segundos sobre la que calculamos la FFT, y las dos gráficas inferiores son la FFT y el modelo AR (otro método diferente de análisis frecuencial de HRV). La zona azul es el HF:



4-36 HRV analizado con Kubios para estudio de la influencia de la respiración

La prueba la hice yo. Solo detectamos este problema en este experimento (donde buscábamos precisamente esta peculiaridad), y tras aguantar esa amplitud y ese ritmo respiratorio constante me encontré hiperventilado. No creemos que suponga ningún tipo de problema para nuestro experimento.

El programa de análisis offline de HRV que vemos es el Kubios HRV desarrollado por investigadores de la University of Eastern Finland. Nuestro software guarda un archivo con el mismo formato que utiliza este programa para poder comparar nuestros resultados con los que deberían salir.

## CONDUCTIVIDAD DE LA PIEL

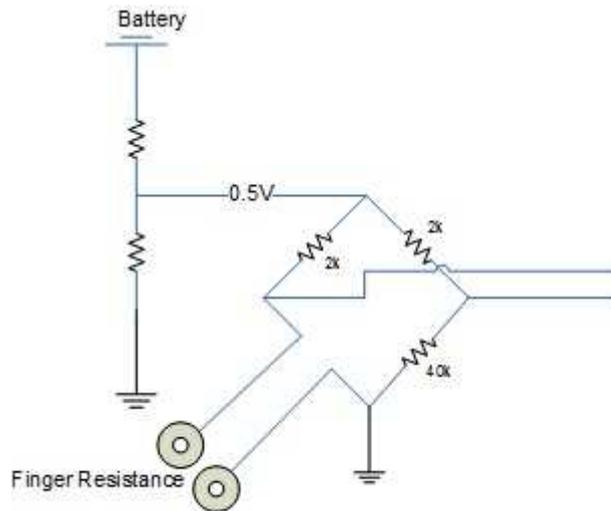
El sistema nervioso autónomo se divide en dos, el sistema nervioso parasimpático o vagal y el simpático. Como hemos explicado antes, la alta frecuencia de la señal de HRV es una medida de la actividad del parasimpático. Llegado este punto, decidimos que lo ideal para caracterizar de una manera más adecuada el estado de la persona que se sometía al experimento era obtener una medida simpática.

Hay algunos estudios que han conseguido con una eficacia razonable caracterizar el estado emocional de individuos, mediante el análisis de variables fisiológicas. Esto tiene otra ventaja para un observador dinámico, ya que si consiguiéramos evocar emociones, podríamos controlar las variables fisiológicas que ‘construyen’ dicho sentimiento.

La medida simpática por excelencia es la conductividad (o resistividad) de la piel. El sistema parasimpático no tiene acción sobre la piel, por lo que no contamina la medida. La conductividad de la piel cambia por varios factores, como la cantidad de tejido graso o la expulsión de gases, pero el principal motivo es la sudoración. El sistema simpático activa las glándulas sudoríparas para regular la temperatura corporal y adecuarla a un estado de alerta del resto del cuerpo. La segregación de sudor hace que la piel sea un mejor conductor, y que podamos detectar esos cambios.

Además, sin haberlo planeado de antemano, al principio del proyecto compramos un sensor de conductividad de la piel de la empresa g.tec (la misma empresa a la que compramos los otros dos sensores). Sin embargo, al probarlo nos dimos cuenta de que el funcionamiento no era correcto. A continuación detallamos los motivos, con ejemplos gráficos.

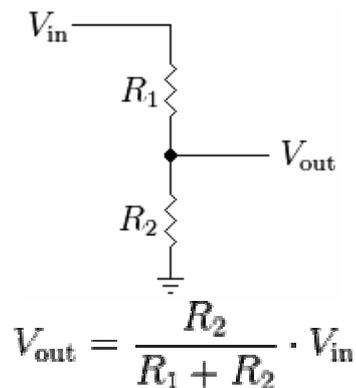
El sensor tiene un botón de reset y una rueda para la calibración. En un principio no entendíamos para qué eran necesarios, pero resultó que el sensor pierde la señal cada cierto tiempo, y para recuperarla hay que buscar con la rueda un nivel óptimo (que cambia continuamente) y darle al botón de reset. Esto hacía que durante unos periodos de tiempo indefinidos no tuviéramos señal, y que en el caso de estar haciéndose las pruebas alguien que no estuviera haciendo el experimento con ‘asistente’ tuviera que calibrar el sensor él mismo, influyendo esta acción en todas las demás medidas. Además el periodo en el que la señal es válida es completamente variable, yendo desde algunos minutos a pocos segundos (estando la media mucho más cercana a éstos últimos).



**4-37 Circuito montado para sensor de EDA**

Debido a que ya nos habíamos hecho a la idea de utilizar esta medida y nos parecía muy interesante, decidimos intentar construir uno nosotros mismos. Volver a comprarlo no era una opción en ese momento, ya que el precio del anterior era demasiado alto (unos 3000 euros) y habíamos comprobado que eso no garantizaba su correcto funcionamiento.

Para la construcción del sensor no compramos nada, utilizando componentes que ya estaban en el laboratorio. Hicieron falta los electrodos desmontables del sensor que no funciona bien, una placa de conexiones, algunos resistores, cable, una pila de 9 voltios y su adaptador.



**4-38 Divisor de tensión y fórmula**

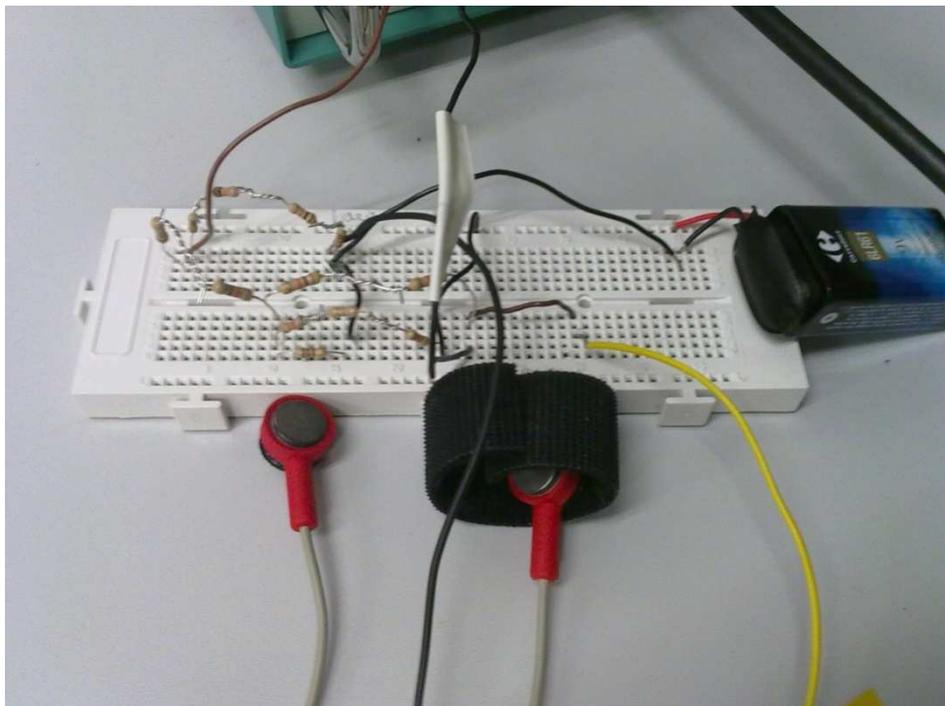
Construimos un puente de Wheatstone con las resistencias como se ve justo arriba, dejando como resistencia desconocida y variable a la piel del sujeto. De esta manera, la tensión de salida depende de esa resistencia, y la variación de una es proporcional a la de la otra. Para la alimentación del circuito necesitábamos 0.5 voltios. También se detallan más abajo los sencillos cálculos del divisor de tensión, para conseguir ese voltaje de la pila de 9 voltios de la que disponíamos.

Siendo  $V_{out}=0.5V$  y  $V_{in}=9V$ , despejando queda  $R_1=17R_2$

También intentamos fabricar unos electrodos rudimentarios, por si el problema del sensor tenía algo que ver con éstos. Lo que hicimos fue simplemente pelar un par de cables por los dos extremos. Con un extremo lo conectamos al circuito, y con el otro nos rodeábamos el dedo, aislándolo después con cinta. Estos electrodos no dieron un resultado tan bueno como los electrodos del sensor antiguo, pero éramos capaces de trabajar con ellos. Con unos sencillos conectores conseguimos adaptar los electrodos a nuestro circuito y trabajar con ellos normalmente.

El circuito hardware es muy simple como se puede ver, pero faltan la etapa de amplificación y la de filtrado.

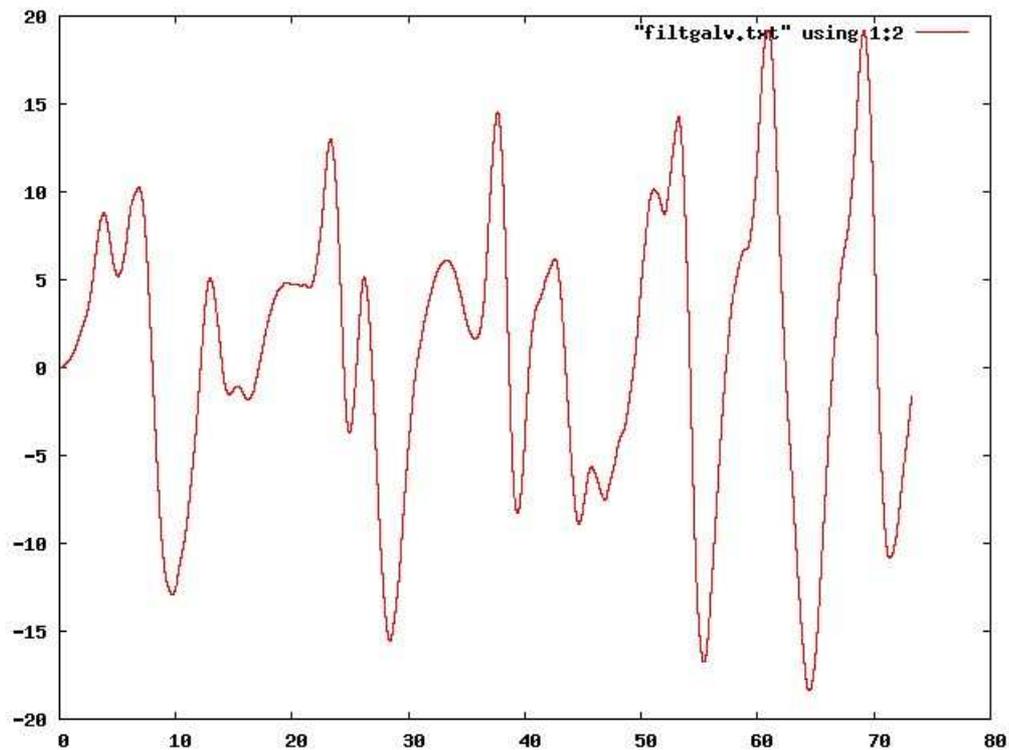
En el tratamiento de bioseñales, estas dos etapas son importantísimas, y son las que complican los circuitos de adquisición. Sin embargo, al tener un amplificador de bioseñales decidimos conectar la salida de nuestro circuito directamente. El filtrado se hace por medio de software (la entrada del amplificador es la misma en la que programamos los filtros del sensor de EDA que dejó de funcionar, por lo que no tuvimos que tocar nada).



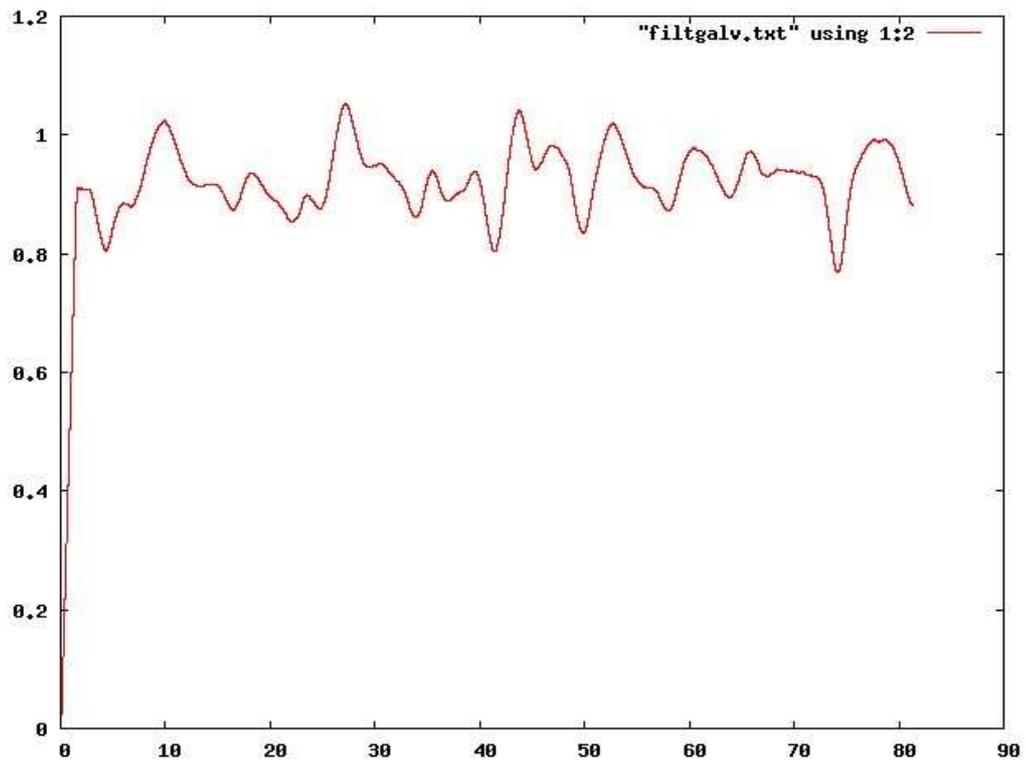
**4-39 Sensor montado según el esquema anterior**

Aquí tenemos una foto del circuito real. Los cables amarillo y negro que desaparecen por la parte baja de la foto son los que están conectados a los electrodos, mientras que los cables marrón y amarillo que van hacia arriba son las conexiones con el amplificador. Como hemos dicho a lo largo de esta memoria, el amplificador está conectado a una tarjeta de adquisición de datos, que a su vez está conectada a nuestro ordenador. En cuanto a los electrodos, ponemos uno con la cinta de velcro y otro sin ella para que se vea la superficie de contacto con el dedo, que está hecha de aluminio. En la imagen falta el cable que va de la tierra de nuestro circuito a la referencia del amplificador.

A la entrada del amplificador tenemos un filtro pasa banda que nos quita las frecuencias menores de 0.1 Hz. Hay que denotar que en la entrada donde colocamos el sensor de conductividad quitamos este filtro, ya que el nivel medio también nos da información (hasta que nos dimos cuenta de esto, los resultados tenían una media de 0). En la siguiente página tenemos dos gráficas correspondientes a pruebas hechas con el sensor. En la primera gráfica realizamos respiraciones muy profundas (que afectan al simpático), todavía con el filtro sin quitar, y son fácilmente reconocibles. En la segunda vemos que el valor medio ya no es cero, y también se pueden ver dos respiraciones fuertes que realicé desde los segundos 22 y 38.

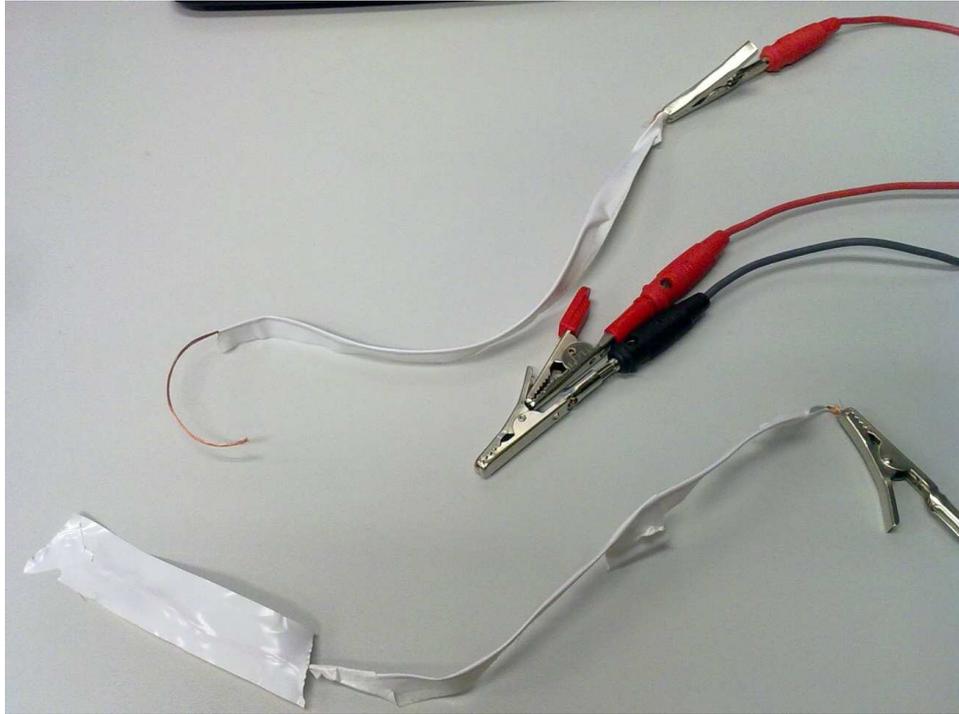


**4-40 Funcionamiento del nuevo sensor I. Las unidades son arbitrarias en el eje Y y el tiempo en segundos en el eje X. Como siempre con este tipo de señales, lo importante son sus variaciones. Se puede observar la secuencia de respiraciones profundas q realizamos, que afectan al simpático.**



**4-41 Funcionamiento del nuevo sensor II**

Esta señal se divide normalmente en dos señales para su análisis. Una es la media a lo largo del tiempo (o SCL – Skin Conductance Level – por sus siglas en inglés) y la otra es la medida inmediata, de la que se analizan los eventos tras los estímulos (o SCR – Skin Conductance Response–).



**4-42 Electrodo artesanal creado con cobre y con los que conseguimos algún resultado positivo antes de empezar a utilizar los del sensor antiguo.**

Como hemos comentado anteriormente, fabricamos unos electrodos rudimentarios antes de desmontar los del sensor antiguo. A modo de curiosidad, presentamos una foto. En el que aparece más arriba se ve el trozo de cable 'desnudo' que nos enrollábamos en el dedo, y en el de abajo se ha colocado a modo de ejemplo la tira de cinta aislante con la que fijábamos el cable al dedo. Obtuvimos algunos resultados de baja calidad.

## DECISIÓN DE ESTÍMULOS Y VARIABLES DEL OBSERVADOR DINÁMICO

Con todos estos módulos implementados, y actualmente funcionales, había que decidir cuál era el siguiente paso. Teníamos dos opciones principales:

- Construíamos el observador dinámico que teníamos pensado hacer al principio, basándonos en la frecuencia cardiaca y en el hecho de que si pones unos beats a determinada frecuencia consigues actuar sobre ella.
- Utilizando todas las medidas que hemos conseguido, orientar nuestro observador dinámico hacia la psicofisiología. El objetivo de la estimulación del observador dinámico sería evocar emociones lo más objetivamente posible (suena raro, pero hemos visto en el estado del arte el IAPS), suponiendo que podemos controlar las variables fisiológicas que recogemos mediante estos estados emocionales.

En este periodo nos dedicamos a la investigación de la viabilidad de esta segunda opción, consultando con expertos en el tema. Las conclusiones que sacamos se verán al final de esta sección.

Durante la investigación topamos con dos sistemas altamente estandarizados, utilizados en cantidad de estudios sobre el tema, para la evocación de emociones. Uno utilizando imágenes (IAPS), y otro utilizando sonidos (IADS). Explicamos el IAPS en el estado del arte, siendo el IADS lo mismo, pero utilizando sonidos. Nos hicimos con los dos sistemas lo antes que pudimos para probarlos en nuestros experimentos.

Las variables fisiológicas son tres, como ya hemos comentado: la frecuencia cardiaca, la conductividad de la piel y la alta frecuencia de la variabilidad cardiaca (ya que la respiración no queremos tenerla en cuenta debido a que se puede controlar a voluntad). Como comentamos en el estado del arte, el HF nos da información sobre el estado de relajación de la persona, ya que es una medida del sistema parasimpático. Cuanto mayor sea, mayor es el estado de relajación de la persona. Con la frecuencia cardiaca y la conductividad de la piel pasa al revés. No hace falta que expliquemos que si estamos nerviosos, excitados o asustados, por ejemplo, la frecuencia cardiaca sube, y ya hemos explicado anteriormente las connotaciones de la conductividad de la piel

Ahora bien, tenemos que comprobar cuál de ellas es más reactiva a nuestros estímulos, y cuál tiene una respuesta más estable y reproducible a los mismos. Es necesario recalcar que el desarrollo del HRV fue pensado para mejorar el observador dinámico. Uwe nos comentó que la reactividad de esta medida con cualquier tipo de estímulo debía ser superior.

Como tipos de estímulos teníamos varias opciones, pero barajamos dos: sonoros y visuales. Los estímulos sonoros que estudiamos en nuestro sistema se dividían a su vez en dos tipos: el IADS y los sonidos creados por nosotros para afectar lo más posible a la frecuencia cardiaca, que hemos explicado más atrás en esta memoria. Como estímulos visuales elegimos las imágenes del IAPS.

Al poco de empezar a trabajar con la variabilidad cardiaca vimos que no era tan reactiva a nuestros sonidos, pero sí que lo era para estímulos agresivos que evocan emociones. Utilizando conceptos introducidos en el estado del arte, las imágenes del IAPS cuyo arousal era más elevado (y a ser posible de baja valencia) provocaban cambios mucho más evidentes en el HRV y la conductividad de la piel que en la frecuencia cardiaca.

Los sonidos que creamos nosotros sin embargo no tenían ninguna influencia en estas nuevas medidas.

Tras comparar los cambios provocados por los sonidos en la frecuencia, y los cambios en las otras variables provocados por el IAPS, era evidente que, quizás por haber trabajado con ellos durante mucho tiempo, la opción más lógica era trabajar con el observador creado en un principio. Fue una decepción importante ver que la medida del HRV no era más reactiva a los sonidos que la frecuencia, pero rápidamente se nos ocurrió una idea para utilizar lo hecho hasta ahora.

Antes ya de empezar esta parte habíamos estado investigando el trabajo hecho con anterioridad sobre estas medidas nuevas, y encontramos muchos artículos (y muy recientes) sobre el reconocimiento de emociones mediante la caracterización del SNA. Teniendo todo lo necesario para este propósito, decidimos hacer unas pruebas sencillas para ver la viabilidad de este proyecto, que se ven en la siguiente sección.

Por lo tanto, la idea era hacer unas sencillas pruebas con estímulos de un mismo tipo pero de extremos opuestos, y ver los resultados obtenidos. Solo distinguiremos entre dos estados extremos, pero los primeros pasos para una máquina de reconocimiento de emociones estarían realizados, si las pruebas son positivas.

## PRIMERAS PRUEBAS MULTIREGISTRO

Una vez llegado a este punto, quedaba confirmar en la práctica que habíamos construido una herramienta realmente útil. Para ello realizamos unas simples pruebas que detallaremos a continuación. Hemos considerado estas pruebas la última parte del desarrollo, ya que hasta que no vimos los resultados no sabíamos si tendríamos que continuar.

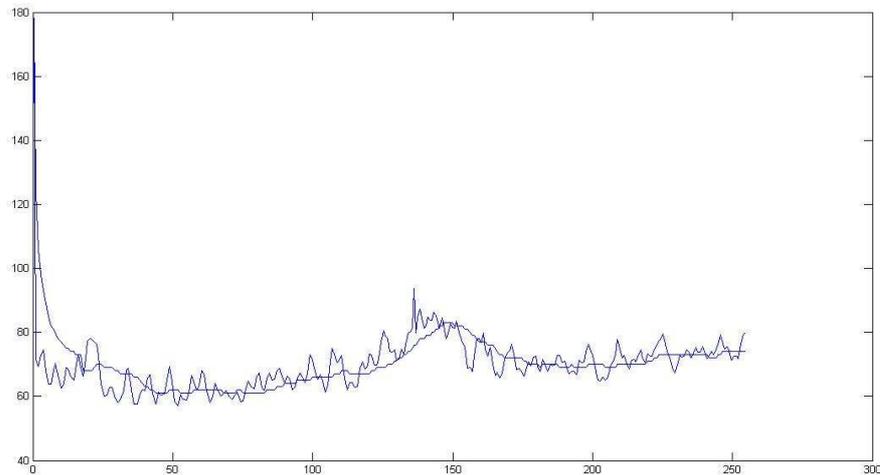
Probamos con distintos tipos de estímulos sobre dos personas (una de ellas era yo, la otra mi hermano). Para este experimento utilizamos los siguientes estímulos, intentando que hubiera siempre un contraste:

### SONOROS:

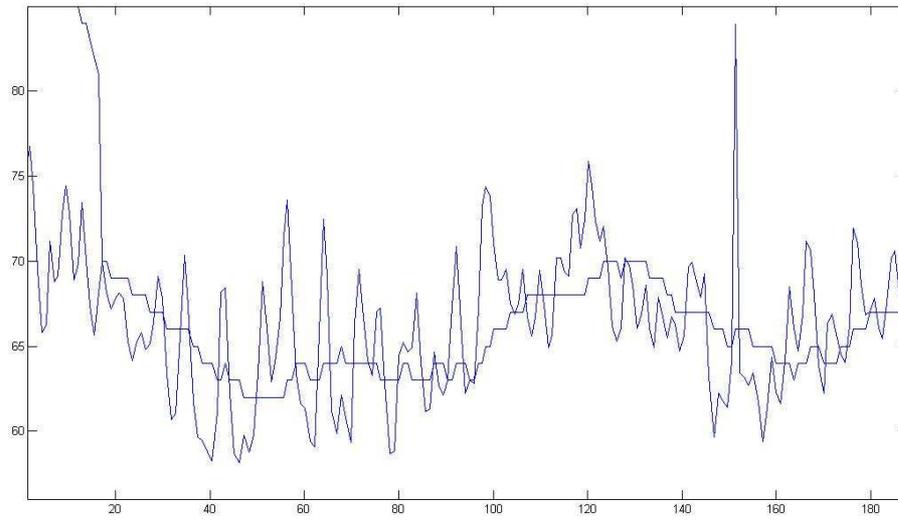
Faint – Linkin’ Park

What I miss about you – Katie Melua

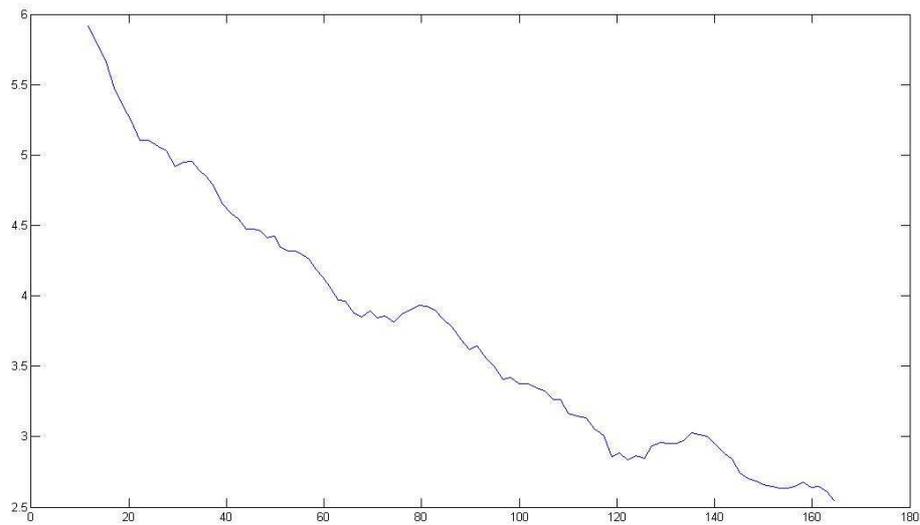
### RESULTADOS GRÁFICOS:



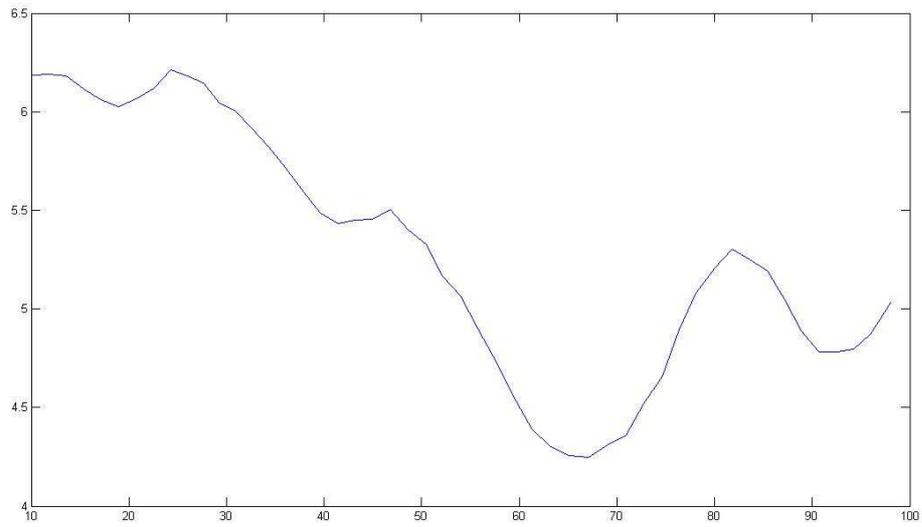
**4-43 Heart Rate (canción ruidosa, sujeto 1). Frecuencia cardíaca en latidos por minuto en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



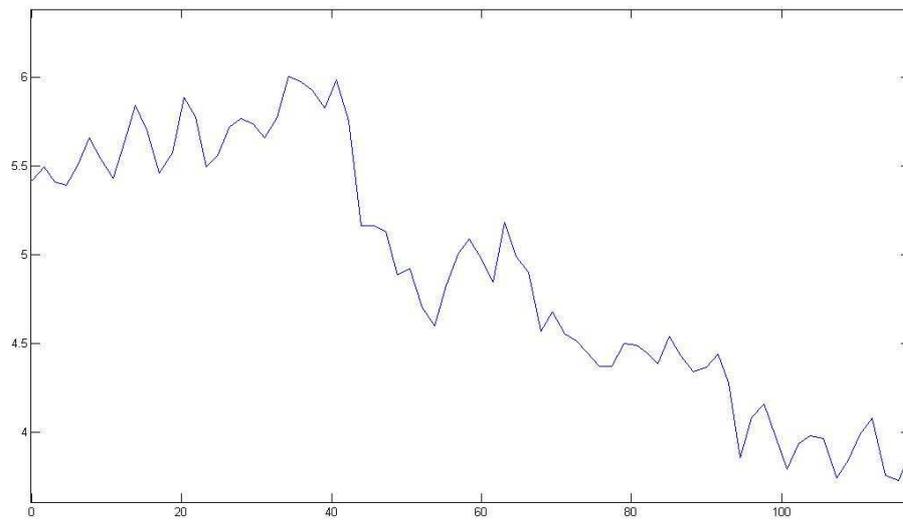
**4-44 Heart Rate (canción tranquila, sujeto 1). Frecuencia cardiaca en latidos por minuto en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



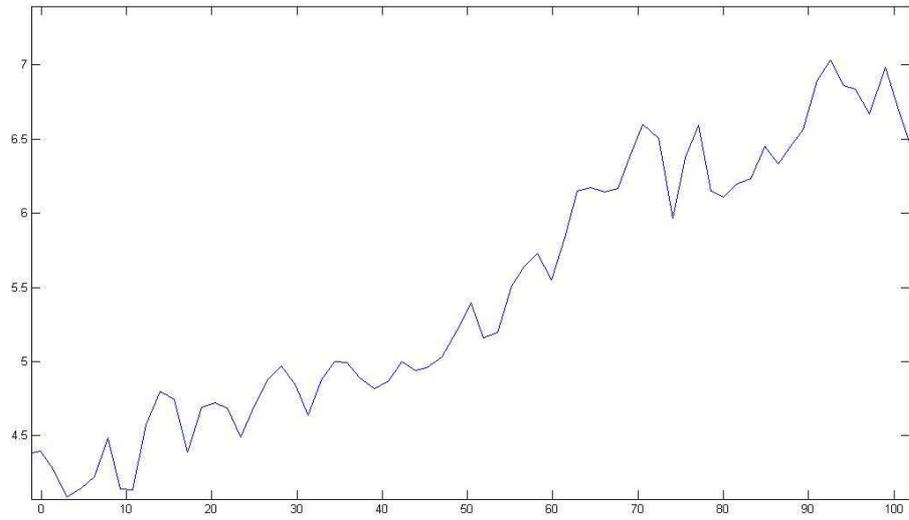
**4-45 HF (canción ruidosa, sujeto 1). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



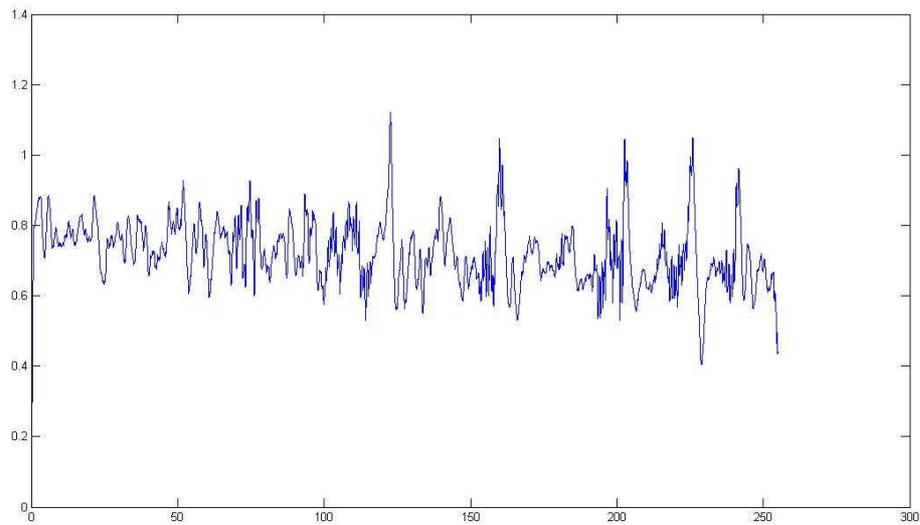
**4-46 HF (canción tranquila, sujeto 1). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



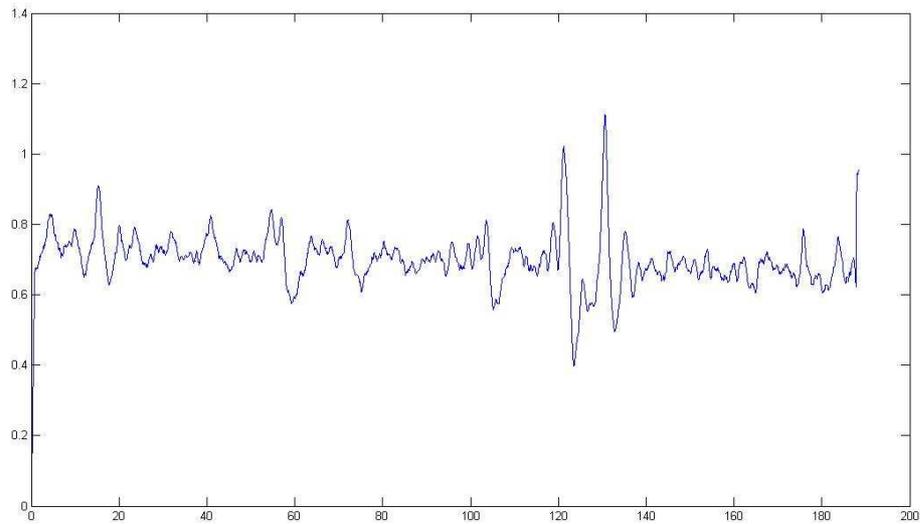
**4-47 HF (canción ruidosa, sujeto 2). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



**4-48 HF (canción tranquila, sujeto 2). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



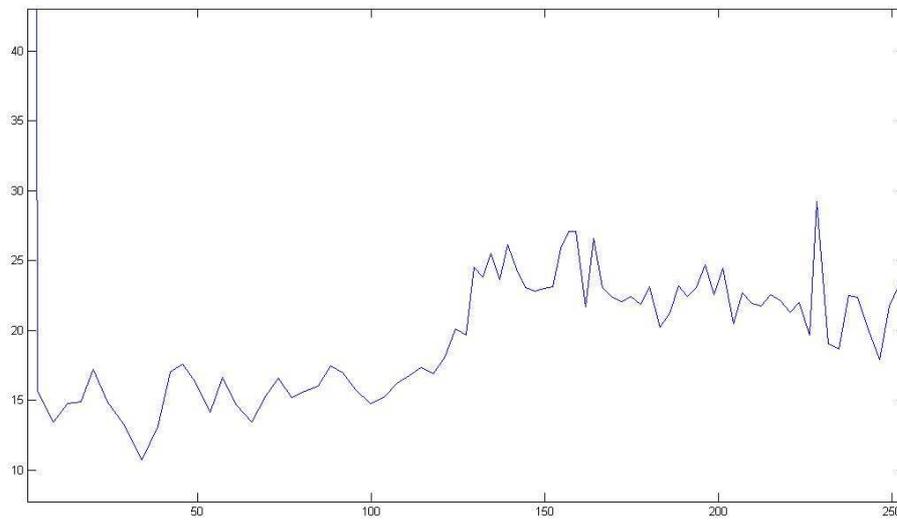
**4-49 EDA (canción ruidosa, sujeto 1). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**



**4-50 EDA (Canción tranquila, sujeto 1). Unidades arbitrarias en el eje Y, tiempo en segundos en el X.**

## RESPIRACIÓN

Solo guardamos un registro de la frecuencia respiratoria, con el sujeto 1 y la canción 1:



**4-51 Respiración sujeto 1, canción ruidosa. Se representa la frecuencia respiratoria en el eje Y (ciclos por minuto), y tiempo en segundos en el X**

En el sujeto 1, ambas canciones empezaron a sonar desde el principio en el segundo 117 (en el HF se representa el inicio de la ventana de 90 segundos, por lo que el segundo 27

sería a partir de donde se verían los efectos), mientras que en el sujeto 2 empezaron a sonar en el segundo 100. En las medidas de Heart Rate y EDA, el eje empieza con el comienzo de cada una de las canciones

## **DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS:**

Tras esta pequeña prueba, y consultar con un experto en electrofisiología, decidimos que la herramienta ya estaba terminada por nuestra parte. Somos conscientes de las modificaciones que se deben introducir para que los resultados que se obtengan con ella sean publicables.

Antes de nada comentar que la canción de Linkin' Park (canción 1) es una canción muy ruidosa y rápida, mientras que la de Katie Melua (canción 2) es mucho más tranquila y lenta.

Del pulso no vamos a comentar mucho, ya que es la medida en la que más énfasis hemos puesto hasta ahora, y ya teníamos más que comprobado que su funcionamiento era correcto. Sin embargo, sí se ven los efectos de los dos tipos de canción, siendo la subida mucho mayor con la canción 1 que con la canción 2. Es una subida mayor, que dura más, y que cuando se estabiliza sigue estando por encima del nivel inicial.

El HF de la variabilidad cardiaca también dio los resultados esperados. En ambos sujetos se ve que con la canción 1, esta medida baja continuamente. Con la canción 2 hemos visto dos patrones diferentes, por eso adjuntamos las dos imágenes. En el sujeto 2, que no conoce la canción, el HF no para de subir a lo largo del experimento, pero en el sujeto 1, que sí que la conoce, baja durante un periodo inicial (la alegría y la excitación debido a una canción ruidosa tienen efectos parecidos a efectos del SNA) y luego empieza a subir, una vez que el sujeto se acostumbra a la canción. La bajada es mucho menor que en la canción 1. Creemos que es importante recalcar que estas medidas se toman para ver el estado emocional de la persona, y que éste es un terreno terriblemente subjetivo. Este es un ejemplo claro, en el que además podemos ver que los resultados son los esperados.

Con la conductividad de la piel también podemos observar los resultados de forma positiva. Con la canción 1 vemos muchos picos de gran amplitud justo después de que empiece a sonar, mientras que solo vemos 2 picos en la canción 2, y ambos están al principio de la reproducción (que es justo cuando se produce la bajada en el HF). El primero es más que probable que sea debido a la necesidad de pulsar para que suene la canción (los movimientos musculares importantes afectan a esta medida). O eso, o se debe al alto volumen que utilizamos para la reproducción de ambas, pero se ve que una vez pasa esa primera impresión, no hay eventos relevantes.

También hemos adjuntado un registro de la frecuencia respiratoria con la canción 1 y el sujeto 1. Se ve claramente el aumento de la misma cuando empieza a sonar la canción.

## **FIN DEL DESARROLLO**

Una vez llegados a este punto, nos volvimos a reunir todos los implicados en el proyecto y decidimos que la parte que cubría mi PFC estaba acabada.

En este momento tenemos un observador dinámico en tiempo real, cuya entrada es la frecuencia cardiaca, y que estimula por medio de pulsos de diferentes frecuencias y volúmenes. Pero además, la herramienta tiene otras muchas entradas que no tiene en cuenta para la estimulación: conductividad de la piel, variabilidad cardiaca y respiración.

Con esto hemos cumplido dos grandes objetivos: construir un observador dinámico, y a su vez tenemos una potente herramienta para el análisis del sistema nervioso autónomo.

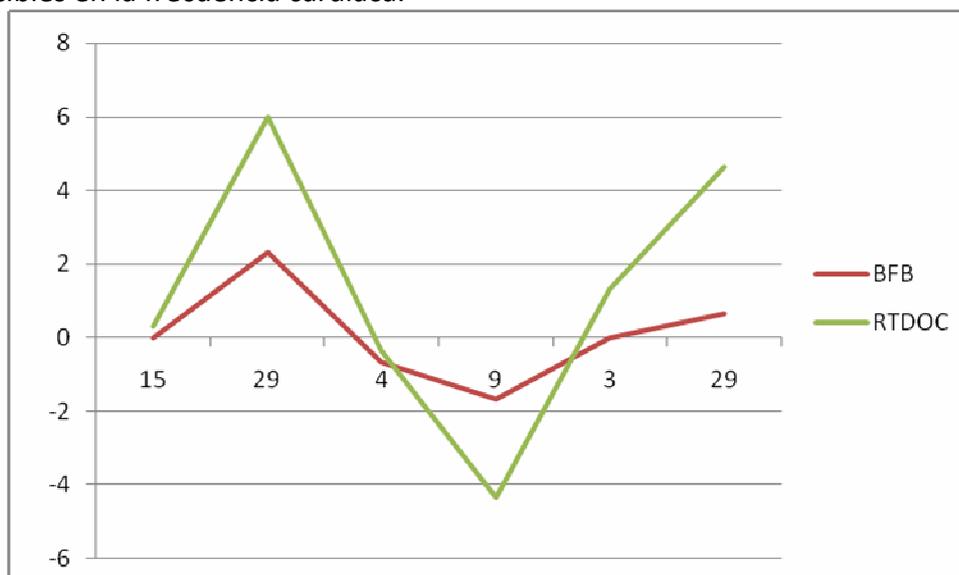
Creemos que ahora el trabajo debe hacerse por expertos en electrofisiología, psicólogos o médicos. Si hubiéramos encontrado una manera de estimular que cambiara de manera inequívoca y totalmente controlable estas variables, las habríamos incluido en la funcionalidad del observador.

Los resultados en esta etapa, antes de las pruebas definitivas del observador dinámico, eran muy prometedores, pues habíamos comprobado que los pulsos afectan a la frecuencia cardiaca, y que la caracterización de las emociones por medio de estas y otras medidas es un objetivo válido para la comunidad científica, y que nuestra herramienta puede ser de gran ayuda para ello.

## 5 Integración, pruebas y resultados

### PRUEBAS BIOFEEDBACK VS. OBSERVADOR DINÁMICO

Hicimos varios experimentos para ver la efectividad del observador dinámico, y medir su eficacia con respecto a la máquina de biofeedback integrada en el proyecto. Lo primero que queremos mostrar es la efectividad de los estímulos sonoros. Para ello, hicimos un pequeño experimento con 20 personas, divididas en los que harían BFB y los que probarían el RTDOC. En pantalla se mostraba una leyenda indicando cual era el objetivo a seguir en cada momento, y en el caso del observador se asistía al sujeto con sonidos que debían provocar ese efecto. La secuencia de estímulos, que fue igual para todos los experimentos, viene en la tabla 5-2: 15, 29, 4, 9, 3, 29 (cada uno durante 30 segundos). Sus características se indican también más abajo. Para probar que los sonidos tenían efecto según sus características tendrían que pasar dos cosas, que las variaciones en cada uno de los tramos fueran superiores con sonidos que sin sonidos, y que las tendencias de los cambios sean las esperadas. Lo que esperamos es que con los cambios bruscos de volumen se aumente la frecuencia cardiaca, que los sonidos de más alta frecuencia hagan que la frecuencia suba y viceversa, y que los cambios de instrumento no sean muy reconocibles en la frecuencia cardiaca.



**5-1 Comparativa entre del cambio en la frecuencia cardiaca de la gente que escucha los estímulos sonoros y los que no. En el eje Y se representa la diferencia en la frecuencia cardiaca entre el principio y el final del intervalo, y en el eje X el tiempo, con los intervalos marcados según el estímulo que se estuviera reproduciendo.**

Nº DE ESTÍMULO	INSTRUMENTO	VOLUMEN	FRECUENCIA
15	1	2	0
29	3	0	2
4	0	1	1
9	1	0	0

3	0	1	0
29	3	0	2

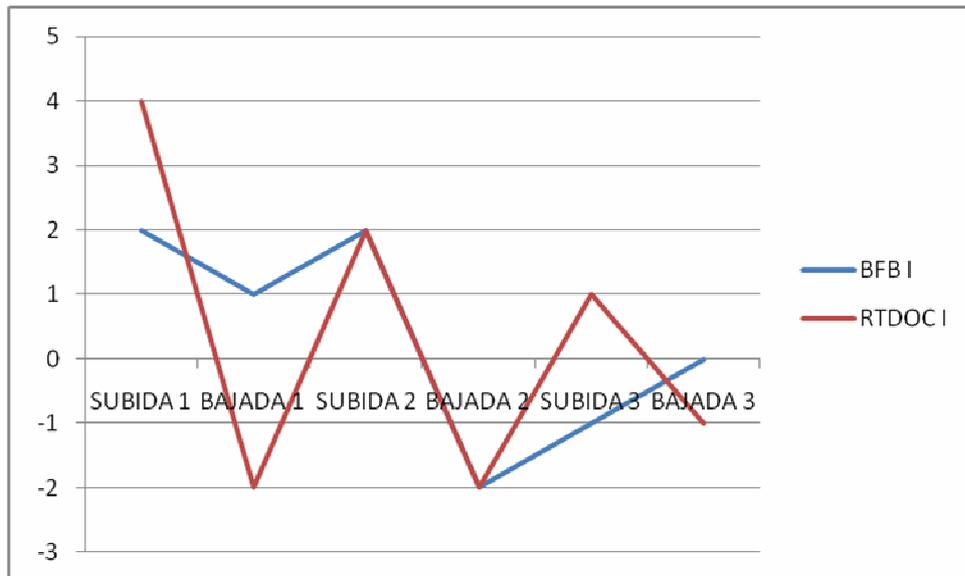
### 5-2 Se muestran los atributos de los estímulos utilizados en el primer experimento

Vemos que los resultados son los esperados, excepto en el caso del estímulo 3, que siendo de volumen medio y frecuencia baja debería provocar una bajada de la frecuencia. Esto se explica de una manera muy simple, ya que el estímulo anterior es el 9, de bajo volumen y baja frecuencia. La frecuencia baja mucho durante este periodo, y el cambio que realiza el siguiente estímulo es subir el volumen sin cambiar la frecuencia, por lo que tras analizar esta reacción vimos que realmente reforzaba nuestras hipótesis.

En cuanto a los demás estímulos, como hemos dicho, lo esperado. El primer estímulo está a un volumen alto. Hace que la frecuencia cardiaca suba mucho en un principio, pero al ser de baja frecuencia, en cuanto la gente se acostumbra al volumen empieza a bajar de acuerdo con la frecuencia de repetición del sonido. Con el siguiente estímulo vemos una gran subida, debido a que la frecuencia de repetición es alta, tal y como esperábamos. El 4 es un estímulo de nivel medio tanto en volumen como en frecuencia. Vemos que la frecuencia se mantiene estable en un nivel alto (los bits por segundo de la canción son más rápidos que la frecuencia media de la gente que se ha sometido al experimento). En los estímulos 9 y 3 ya hemos comentado el efecto anteriormente, y el último estímulo es el mismo de frecuencia alta que se lanza el segundo, viendo el mismo efecto prácticamente que en el caso anterior.

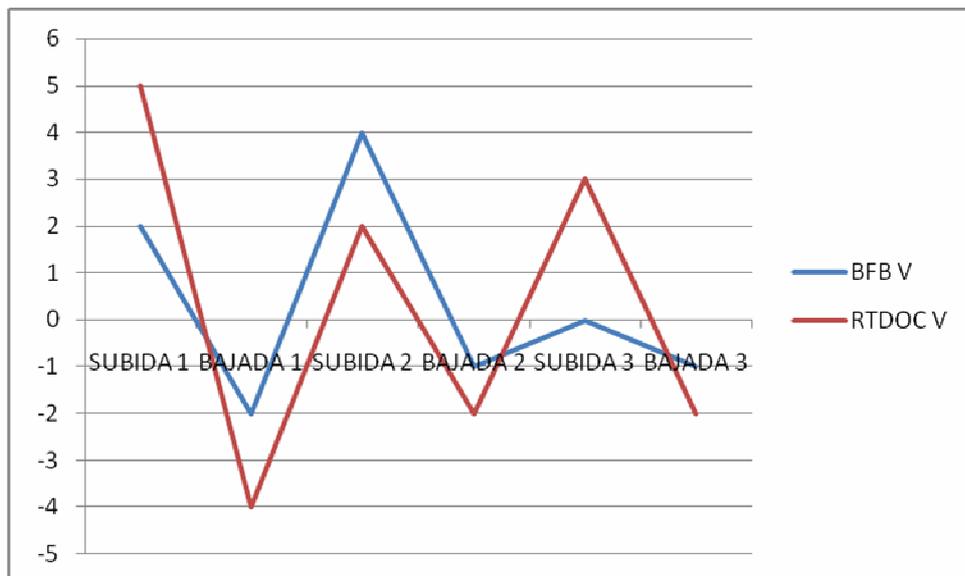
Podemos por lo tanto, ver que **nuestros sonidos tienen un efecto en la frecuencia cardiaca** según lo habíamos estudiado. La cuestión es que no sabemos si los sonidos sirven de guía consciente para las personas que se sostienen al experimento o éstos influyen se quiera o no. Al preguntar a la gente cuál era su opinión, la mayoría expresó que **los sonidos que escuchan les ayudan a intentar sincronizar sus latidos con los sonidos de forma consciente**.

Una vez que probamos esto y teníamos la máquina del observador dinámico, quisimos comprobar si el aprendizaje es más rápido con ella o no. Para ello, con 2 personas, (BFB y RTDOC) les practicamos a cada uno de ellos 10 experimentos con la máquina correspondiente. Los objetivos que se le indicaban a los sujetos que se sometían al experimento eran subir o bajar su frecuencia cardiaca. Como el observador dinámico fue pensado para estimular con respecto a una frecuencia objetivo, y queríamos que los valores fueran extremos, para los intervalos de bajada le marcamos un 0 como frecuencia objetivo (nadie lo consiguió) y para los de subida 200. La duración de los experimentos fue de 240 segundos, con intervalos de subida y bajada intercalándose de 40 segundos cada uno. Mostraremos los datos medios (aproximados al valor entero más próximo) de los experimentos 1, 5 y 10 de los dos grupos, así como las medias de un experimento de BFB realizado a la persona del grupo del RTDOC tras las sesiones 5 y 10. Con esto queremos ver si realmente los sonidos le están enseñando a controlar sus variables fisiológicas, o son los sonidos los que controlan las mismas sin control del individuo.



**5-3 Comparativa BFB y RTDOC, primer experimento. Se representa la diferencia de latidos por segundo entre el final y el principio del intervalo**

Vemos que tras el primer experimento, con el observador dinámico los resultados son realmente buenos. Aunque con poco margen, cumple los objetivos en todos los tramos, viendo la eficacia de los estímulos y de las decisiones tomadas por el observador dinámico. La persona que hace el biofeedback no consigue los objetivos en varios de los tramos. Con esto vemos de nuevo que los sonidos son una ayuda importante, pero además vemos que **las decisiones tomadas por el observador tras el periodo de pruebas son correctas**, provocándose los efectos deseados.



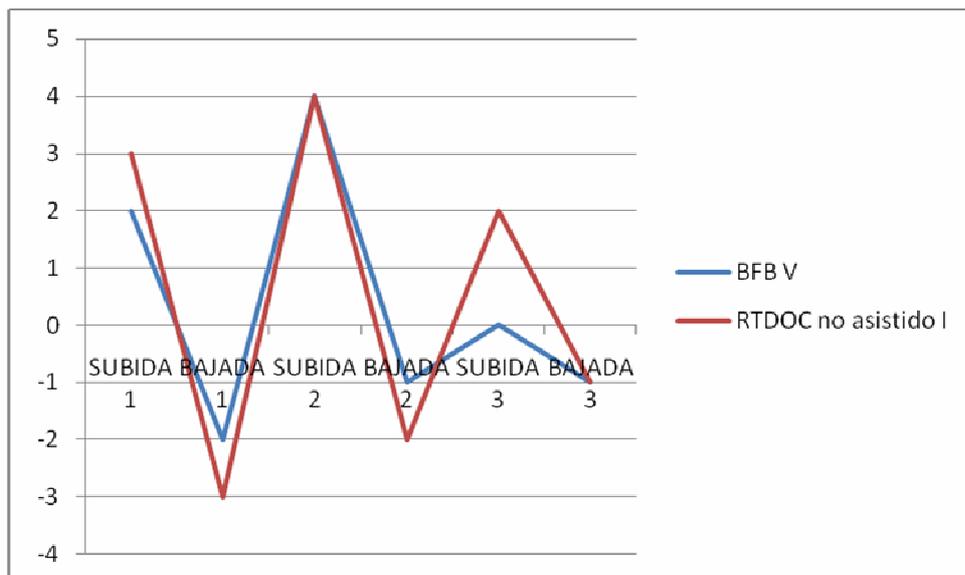
**5-4 Comparativa BFB y RTDOC, quinto experimento. Se representa la diferencia de latidos por segundo entre el final y el principio del intervalo**

Se puede observar como ambas personas consiguen mejorar sus resultados, si bien la mejora es más importante en el experimento del biofeedback. Sigue obteniendo mejores diferencias el individuo que utiliza nuestro observador dinámico.



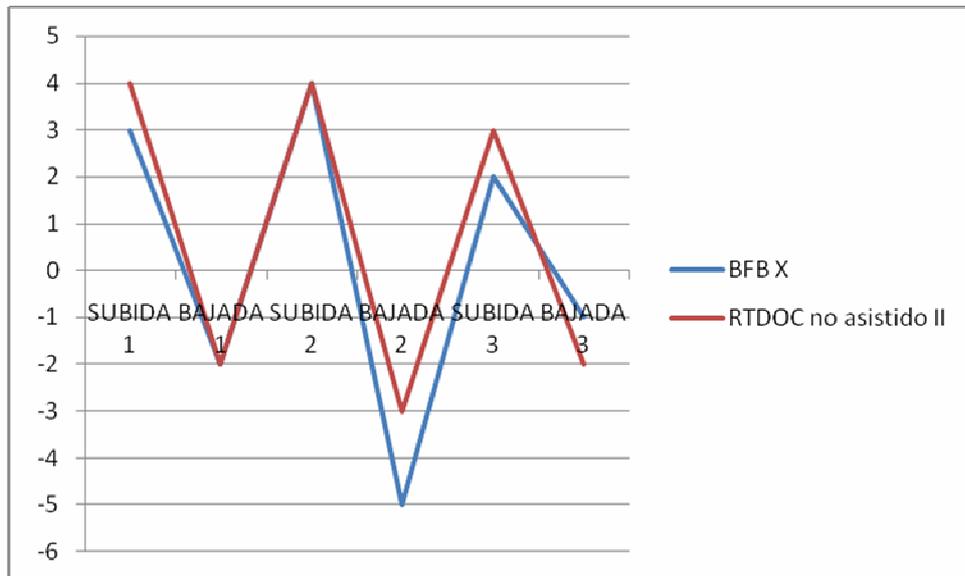
**5-5 Comparativa BFB y RTDOC, décimo experimento. Se representa la diferencia de latidos por segundo entre el final y el principio del intervalo**

Las diferencias en este experimento fueron casi inexistentes. Vemos que **el aprendizaje es mucho más rápido con el observador dinámico, pero según las pruebas realizadas no se aprende más**. Merece la pena recordar de nuevo que este era nuestro objetivo principal, por lo que estamos muy contentos con el resultado.



**5-6 Comparativa entre los dos sujetos, sin asistencia, en el quinto experimento. Se representa la diferencia de latidos por segundo entre el final y el principio del intervalo**

Vemos que el rendimiento de la persona que estaba haciendo pruebas con el observador dinámico empeora un poco sin la estimulación dependiente de actividad, pero también se ve que efectivamente **está aprendiendo a controlar su frecuencia cardiaca, y más rápido que la persona que únicamente ha hecho biofeedback. Este era nuestro principal objetivo, por lo que los resultados que se reflejan en esta tabla son los más relevantes de toda esta parte de las pruebas.**



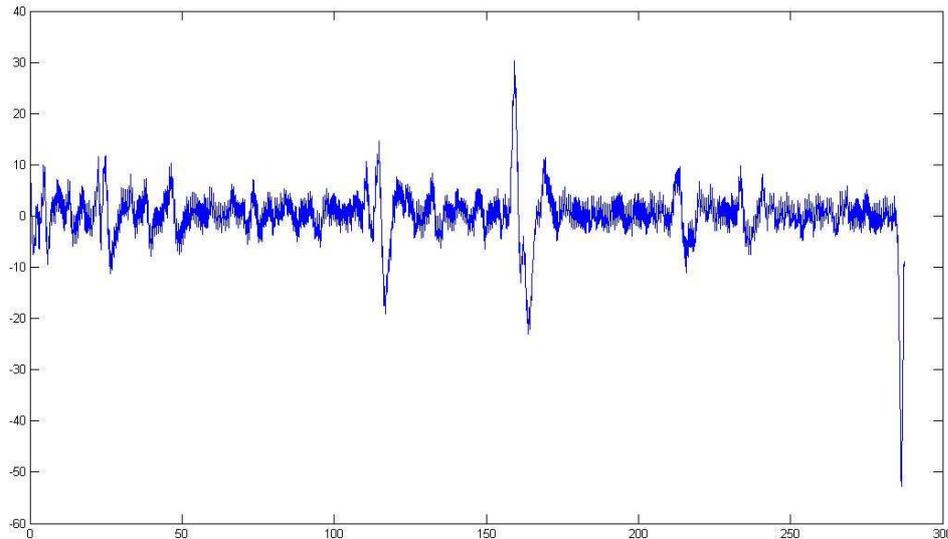
#### 5-7 Comparativa entre los dos sujetos tras el décimo experimento, ambos sin asistencia

En este último experimento vemos que las diferencias se recortan. La persona que hizo el experimento de biofeedback ha mejorado sus resultados notablemente. Sin embargo, vemos que el individuo que probó el RTDOC sigue obteniendo unos resultados iguales o mejores en todos los intervalos menos uno, y sin tener asistencia.

**Como conclusión a esta parte, diremos que las pruebas indican que el observador dinámico hace el aprendizaje más rápido que la técnica del biofeedback.**

## PRUEBAS ADICIONALES

A continuación presentamos las pruebas adicionales que le hicimos al caracterizador de emociones por SNA. Hicimos estas pruebas con uno de los sujetos que vino a hacer las pruebas del observador dinámico. Sabemos que una muestra no es lo suficientemente representativa, pero nos parecen prometedoras de cara a un estudio con mayor estadística (además de que los resultados son muy parecidos en pruebas hechas sobre mí mismo):

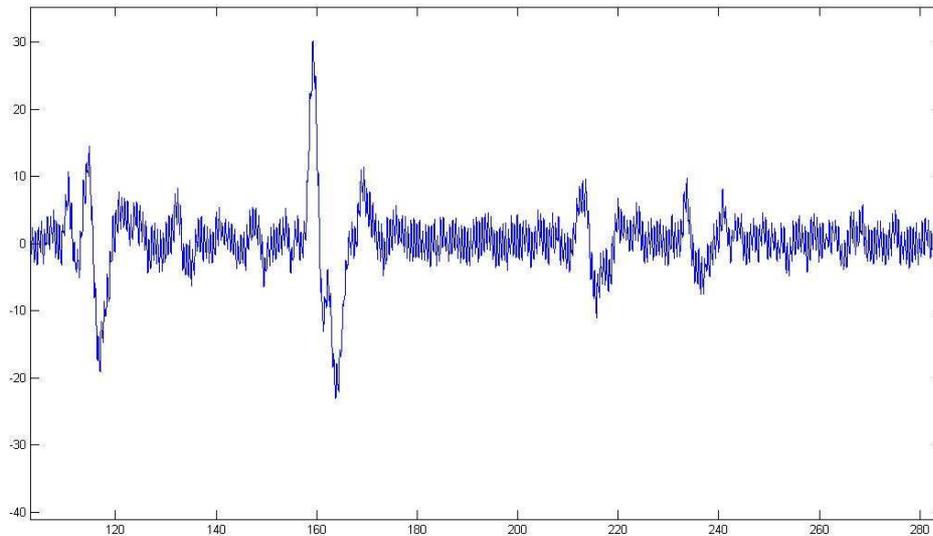


### 5-8 EDA IAPS completo

Primero probamos el IAPS, del que hablamos en el estado del arte. Como hemos comentado en las primeras medidas, el HF-HRV está retrasado 90 segundos, pero las muestras de EDA no. El experimento fue el siguiente: imágenes neutrales o de bajo arousal empezando en el segundo 110 (20), imágenes de alto arousal y alta valencia (sexuales, para no mentir) en el 145, neutrales desde el 176 de nuevo, alto arousal y baja valencia (sangrientas, desagradables) en el 208 y neutrales en el 262.

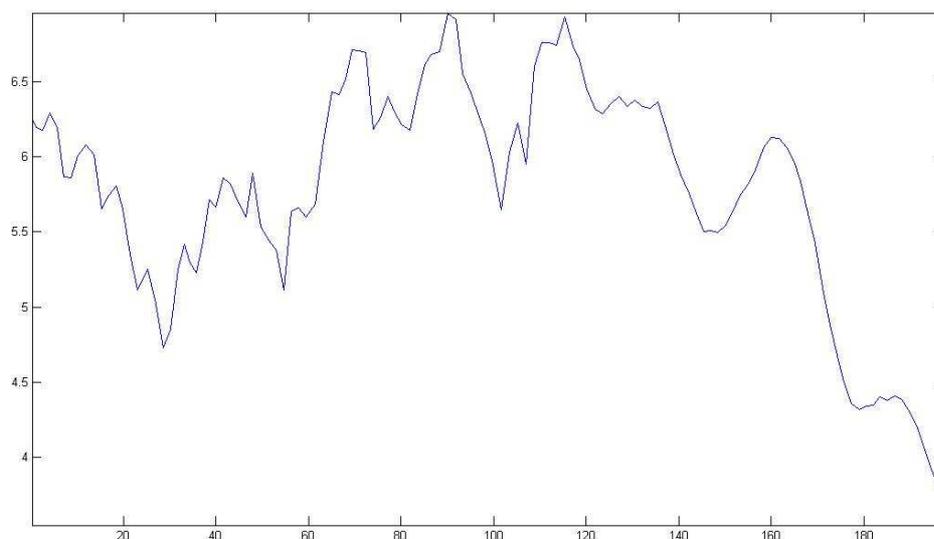
En el sensor de EDA solo hay eventos al empezar el experimento y en los tramos en los que se encuentran las imágenes de alto arousal, que era lo esperado. En el de HRV los resultados no son como esperábamos, debido al tramo final del experimento. Analizando profundamente los resultados, nos dimos cuenta de una nueva problemática para la

medida del HF-HRV en tiempo real.



### 5-9 EDA IAPS eventos

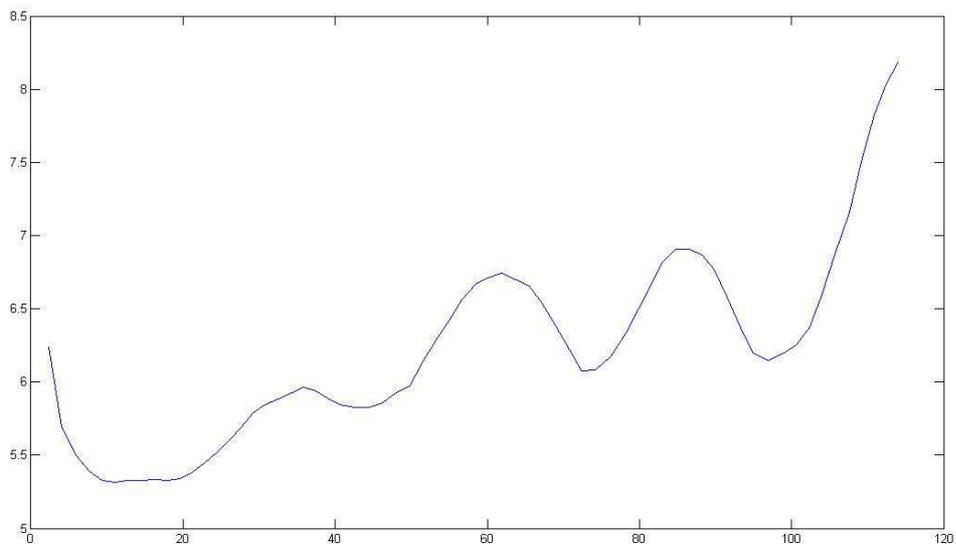
Utilizamos una ventana deslizante de 90 segundos, tras más de 90 segundos iniciales en los que se le pide al sujeto que esté relajado. Los primeros segundos hacen que tengamos un nivel base del estado emocional del sujeto bastante constante. Cuando empieza el experimento, la ventana empieza a moverse cogiendo valores nuevos y dejando de tener en cuenta valores del nivel base. Digamos que estamos viendo el estado del HF-HRV provocado por nuestro estímulo con respecto al nivel emocional en el que estuviera el individuo, que es lo queremos. Sin embargo, cuando pasan otros 90 segundos, la ventana empieza a 'comparar' valores de un estado emocional alterado con los valores del nuevo estímulo que esté en funcionamiento. No habíamos encontrado documentación de este fenómeno por una razón muy simple: no se han podido encontrar trabajos que hayan realizado un análisis del HRV en tiempo real.



### **5-10 HF-HRV con el IAPS, vemos por primera vez el problema de la limitación de experimentos debido a la longitud de la ventana**

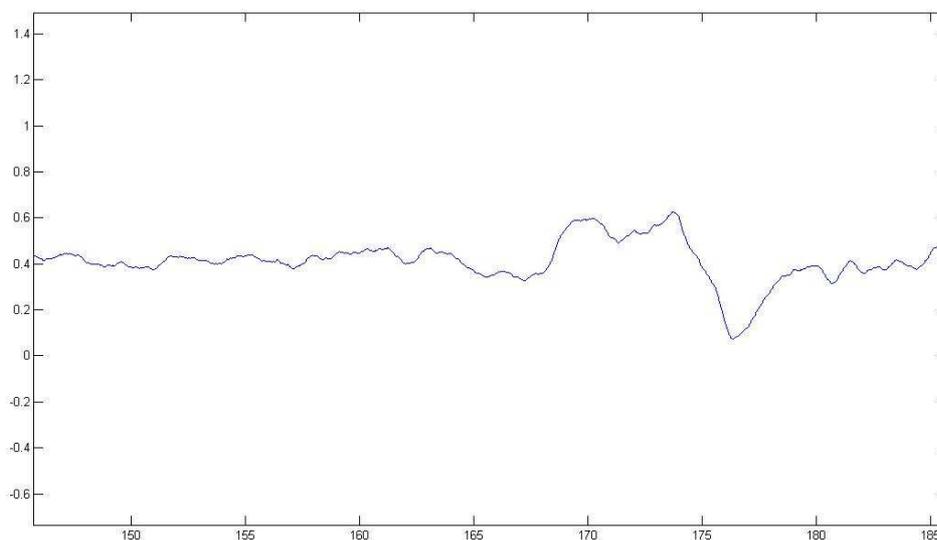
Tras estudiar el problema a fondo, decidimos limitar nuestros experimentos a la duración máxima durante la que son válidos. Si necesitábamos más tiempo de experimento agrandábamos la ventana (lo hicimos únicamente en una ocasión debido a todas las modificaciones que hicieron falta), y el tiempo de reposo.

Para el siguiente experimento reproducimos un fragmento de la película 'REC'. Se trata de una película de miedo, y el fragmento seleccionado contiene un susto repentino, precedido de unos momentos de tensión. El susto se da en el segundo 170 de la gráfica aproximadamente. Vemos primero la gráfica de HRV-HF, en la que la persona se altera en el segundo 80. Más tarde se relaja, aunque más allá del segundo 90 no podemos confirmar la validez de la medida.

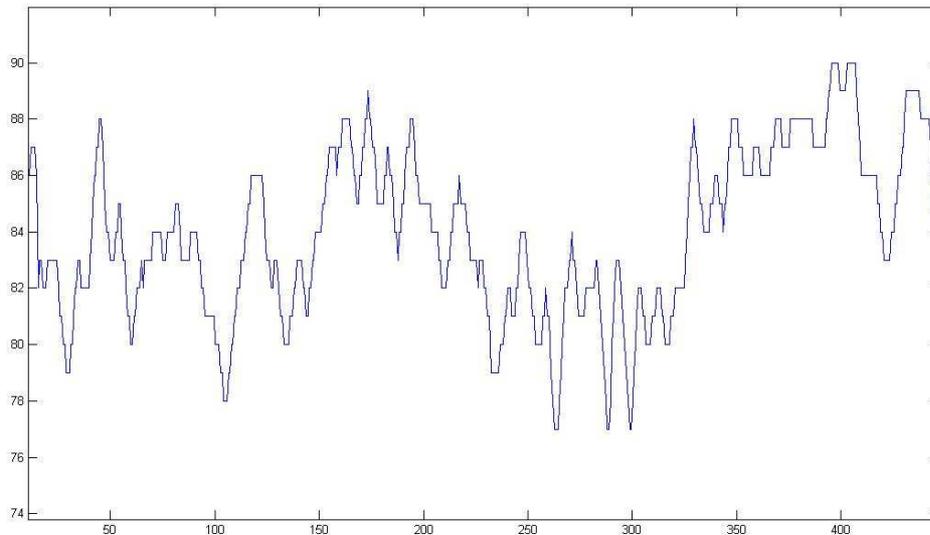


**5-11 HF-HRV mientras se reproduce REC, se observa el susto en el segundo 80, que corresponde al 170 del experimento por empezar tras llenarse la ventana inicial de 90 segundos**

A continuación presentamos la gráfica de conductividad. El evento electrodérmico es evidente desde el segundo 170, que es cuando se produce el susto.



**5-12 EDA mientras se reproduce REC, se ve el evento que corresponde al susto en el segundo 170**



**5-13 Ritmo cardiaco alternando canciones y volúmenes. A los 55 segundos canción ruidosa a bajo volumen, a los 140 alto, entre 235 y 320 silencio, y después alto volumen**

Esta imagen corresponde a la primera prueba que hicimos con música, cambiando de volumen. La canción elegida es Adagio for strings, la versión de DJ Tiesto. A los 55 segundos se pone la canción con bajo volumen, a los 140 se sube el volumen, a los 235 silencio hasta los 320, y entonces ponemos la canción con alto volumen. Podemos ver que efectivamente la música y su volumen afectan al ritmo cardiaco. El salto provocado por la música a alto volumen después del silencio es la prueba más clara.

# Conclusiones

---

## 5.1 Resumen de lo realizado

Conviene antes de empezar con las conclusiones del proyecto resumir todo lo realizado hasta el momento para tener una mejor visión del mismo:

- Adquisición del hardware. Se incluyen los sensores cardiaco, respiratorio y de conductividad (aunque fuera defectuoso), así como el amplificador. El ordenador y la tarjeta de adquisición no hubo que comprarlos ya que el laboratorio disponía de ellos.
- Programación sobre el kernel de Linux para utilizar tecnología de software en tiempo real.
- Uso de librerías (RTAI y Comedi) para la programación de la adquisición de datos en tiempo real.
- Procesado digital de señal. Filtros hardware y software.
- Reconocimiento de eventos. En nuestro caso, latidos, respiraciones y eventos de conductividad.
- Programación de interfaz gráfica utilizando la librería QT. Una vez llegado a este punto teníamos una máquina de biofeedback.
- Pruebas para la elección de estímulos.
- Creación de sonidos.
- Desarrollo de las características específicas del observador dinámico. Análisis de la frecuencia en tiempo real, introducción de frecuencia objetivo, decisiones sobre estímulos (clasificándolos según su efecto), lanzamiento de los mismos automatizado.
- Análisis de la variabilidad cardiaca. Para ello fue necesario más procesamiento digital de la señal en tiempo real. Sobremuestreo de la señal discreta utilizada para su cálculo (tacograma), cálculo de la FFT utilizando la librería fftw3 y suavizado de espectro por periodograma de Welch.
- Construcción de un sencillo sensor de conductividad e integración en el observador dinámico.
- Primeras pruebas multirregistro con todas las señales.
- Decisión de las variables a tener en cuenta por el observador dinámico.
- Pruebas definitivas sobre el funcionamiento de la herramienta creada.

Finalmente, comprobamos que los resultados obtenidos eran muy prometedores por varias razones. El observador dinámico ha sido un éxito, y además hemos comprobado cómo hemos sido capaces de ver la actividad del sistema nervioso autónomo. Ambas cosas pueden tener un impacto real, pues el observador dinámico es una evolución de un concepto ampliamente usado y reconocido, el biofeedback, y la caracterización del sistema nervioso autónomo puede usarse en un futuro para el reconocimiento de emociones.

## **5.2 Introducción**

A continuación, vamos a comentar las conclusiones que se pueden extraer de la realización de las pruebas sobre nuestro proyecto.

Lo vamos a dividir en las dos partes de las que se compone el proyecto, el observador dinámico y su aplicación a la frecuencia cardiaca, y la caracterización del sistema nervioso autónomo.

Como hemos comentado anteriormente, el proyecto desarrollado tiene una alta complejidad y multidisciplinaridad, y el estudio de sus posibles aplicaciones e impacto debería ser abordado por especialistas de otros ámbitos, ya que sus repercusiones quedan algo fuera de nuestro alcance.

También queremos volver a recalcar que esto no es un problema, pues el desarrollo y, sobre todo, las pruebas de la herramienta se dejan en manos de psicólogos, fisiólogos, y los integrantes del Grupo de Neurocomputación Biológica (GNB) en el que hemos desarrollado el proyecto. Yo mismo seguiré inmerso en el proyecto para comprobar su comportamiento en todas las posibles áreas de impacto, así como para evaluar las necesidades futuras.

### 5.3 Observador dinámico

#### RESULTADOS

En las pruebas se puede ver que el observador dinámico tiene ventajas sobre el método del biofeedback.

Sin quitar la estimulación, hemos visto claramente que el control de la frecuencia cardiaca es prácticamente inmediato en el observador dinámico, mientras que no es así utilizando biofeedback. La conclusión que podemos extraer de estas pruebas es que **los sonidos rítmicos que hemos creado tienen influencia sobre la frecuencia cardiaca**. Esto es algo bastante intuitivo y de hecho puede parecer obvio, pero antes de empezar el proyecto era una de las grandes incógnitas del mismo.

Además hemos comprobado que **el observador dinámico hace que el individuo aprenda más rápido el control de su frecuencia cardiaca que con la tradicional técnica del biofeedback**.

Según pasa el tiempo, hemos comprobado también que las personas que utilizan biofeedback acaban consiguiendo un rendimiento similar. Esto también lo suponíamos desde el principio del proyecto, centrándonos en hacer el aprendizaje más rápido y menos dependiente de la habilidad del individuo.

#### COMENTARIOS

Consideramos que siempre que sea posible encontrar estímulos que afecten a la variable fisiológica que se desea controlar en el biofeedback, habrá notables ventajas con el uso del observador dinámico. Esto es de mucha importancia en el campo para el que fue pensado originalmente el observador dinámico, la neurociencia. Existen estímulos que lanzados en los momentos adecuados provocan reacciones conocidas, y que con una implementación más compleja del observador dinámico podrían formar una herramienta muy potente en este campo. Hablaremos brevemente de esto en las aplicaciones futuras.

Además de las importantes posibles aplicaciones del proyecto en neurociencia, nos parece que con pocas modificaciones podría ser útil en, por ejemplo, los trastornos de ansiedad, para los cuales se ha demostrado que el biofeedback tiene una eficacia importante (como decimos en el estado del arte, nivel 4). Nosotros mismos hemos probado la eficacia de la relajación que se puede conseguir con los simples sonidos que hemos creado, siendo comprobable no solo subjetivamente (tras preguntar a los individuos que se sometían al experimento), sino objetivamente: frecuencia cardiaca reducida y ritmo respiratorio inferior. Consideramos que es preciso probarlo por especialistas, pero las pruebas realizadas muestran evidencias que tras unas sesiones con el observador dinámico se aprende a controlar de manera voluntaria (a cierto nivel) las variables fisiológicas que regulan el estado de relajación de la persona, y más rápido que mediante el biofeedback.

Entendemos que no todas las aplicaciones del biofeedback son mejorables mediante estímulos que ayudan a la consecución del objetivo. Por poner otro ejemplo del que hablamos en el estado del arte, la incontinencia urinaria nocturna. En este caso, no hay aplicación posible del observador dinámico.

## 5.4 Caracterización del Sistema Nervioso Autónomo

### RESULTADOS

En el final del desarrollo del proyecto hemos incluido pruebas de este módulo, así como unas breves conclusiones de experimentos en los que veíamos que obteníamos resultados relevantes.

**La hipótesis que seguimos en un principio era que las medidas que desarrollamos serían más reactivas a los estímulos que lanzamos. Esta hipótesis resultó no ser cierta**, por lo que la frecuencia cardíaca fue la variable fisiológica elegida para tomar decisiones en el observador dinámico.

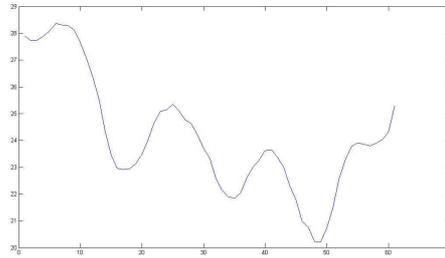
No eran tan reactivas como la frecuencia cardíaca por dos razones, los sonidos no afectan al estado emocional de la persona, y su ritmo fue pensado para el control de la actividad del corazón. Sin embargo, tras una intensa investigación, sí **comprobamos que estamos midiendo el estado de excitación** de la persona, y lo probamos mediante la realización de varios experimentos.

Más en concreto, volviendo a las pruebas realizadas al final del desarrollo y en el apartado anterior a este, podemos ver diferencias evidentes según el tipo de estímulo que se lance. Por ejemplo, para las imágenes del IAPS y la conductividad, solo vemos eventos electrodérmicos en los tramos en los que había fotografías de alto arousal ('alterabilidad'), o en las canciones más ruidosas vemos muchos más de estos eventos que en las canciones tranquilas. También vemos el evento que produce un susto en una película.

Como se ha indicado numerosas veces a lo largo del proyecto, la conductividad de la piel es un parámetro que es afectado únicamente por el sistema nervioso simpático, que es la parte del sistema nervioso autónomo encargada de prepararnos para estados de alerta. Por otro lado está la variabilidad cardíaca. Hay que resaltar antes de nada que nos dimos cuenta de un problema en la manera de medirla, pero nos dimos cuenta muy al final. El problema viene porque utilizamos una ventana de 90 segundos, y al moverse la ventana, las variaciones de la señal dependerán tanto de los valores nuevos en la misma, como de los que salgan. Por esta razón, las pruebas realizadas tienen en ocasiones comportamientos extraños una vez pasado un tiempo. Por ejemplo, con el experimento del IAPS, la parte en la que más se nota el nerviosismo del individuo es el parte neutra final. Entrando en detalle en la medida y su significado, la alta frecuencia de la variabilidad cardíaca es una medida del sistema nervioso parasimpático. Este sistema prepara nuestro cuerpo para las situaciones de ahorro de energía, y se considera una medida de la relajación de la persona. Así, cuanto mayor sea, más relajado se está y viceversa. Hay que decir que esta medida y la anterior están balanceadas.

Centrándonos en los primeros 90 segundos de cada medida, que es donde podemos asegurar la integridad de los resultados: en la reproducción de una película de miedo vemos una bajada del nivel justo en el momento del susto; en la reproducción de

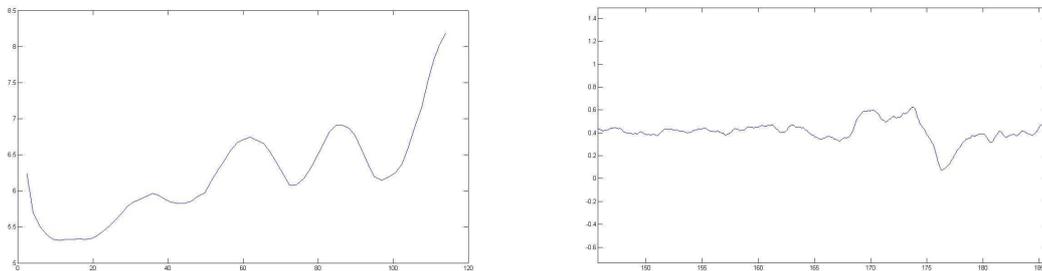
canciones ruidosas, el nivel baja justo en el momento de reproducción, y luego el comportamiento varía según lo esperado dependiendo de varios factores como el ritmo de la canción o el grado de apreciación subjetivo de la misma. Por ejemplo:



#### 5-0-14 HF-HRV con una canción ruidosa

En esta imagen se ve el resultado de un experimento en el que suena una canción a gran volumen entre las muestras 7 u 8 y la 44. Se puede observar claramente la bajada progresiva mientras suena la canción, y la subida (que significa relajación) cuando deja de hacerlo.

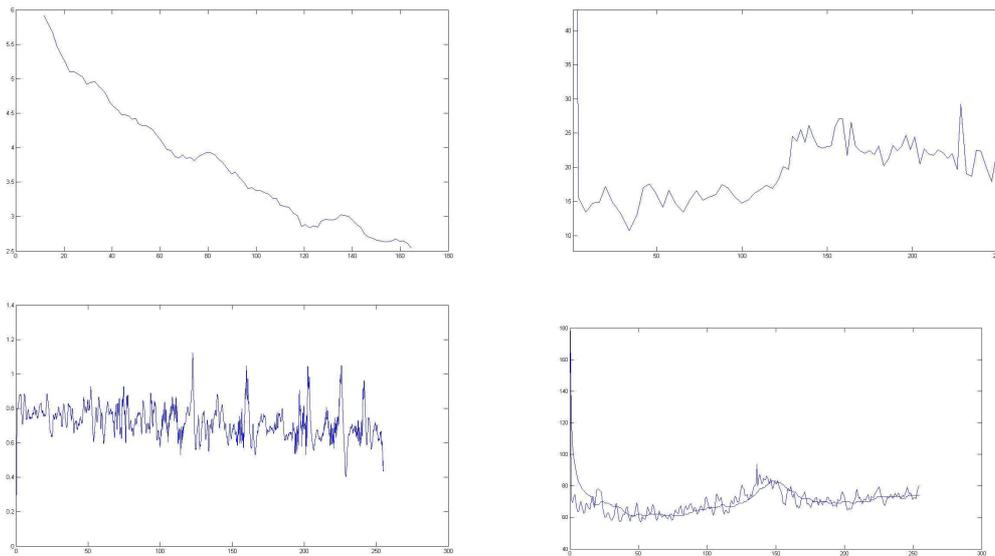
Así, fijándonos en las gráficas y sabiendo el tipo de estímulo que ha habido, seríamos capaces de entender algunas cosas. Por ejemplo, vamos a discutir de nuevo dos gráficas anteriores:



#### 5-15 HF-HRV y EDA mientras se reproduce un fragmento de la película REC

Sabiendo que el segundo 85 de la primera gráfica corresponde al 175 de la segunda, vemos que en ese mismo segundo ha ocurrido algo puntual que ha alterado a la persona. Si ahora decimos que estas son las gráficas que corresponden a la película de miedo con un susto grande, ya sabemos cuándo se ha producido.

Otro ejemplo:



**5-16 Todas las variables que registrábamos durante una canción ruidosa**

Aquí por ejemplo, la imagen del HF nos da información acerca de que el estímulo altera a la persona, pero al estar en ese estado antes de empezar la canción no podemos saber cuando empezó la reproducción. Ahora si decimos que se trata de una canción, podemos decir viendo cualquiera de las otras 3 gráficas que se empieza a reproducir sobre el segundo 120 (de hecho es en el 117). La más inmediata y reactiva en este caso es la de conductividad, dado que no podemos ver el cambio en la variabilidad. Vemos que suben la respiración, la frecuencia y los eventos, mientras que baja el HF. Al ver que esto se mantiene en el tiempo, podemos decir que no se trata de excitación debido al inicio de un estímulo y la impresión inicial, sino que es una canción movida (y es una canción de Linkin' Park bastante movida de hecho).

## COMENTARIOS

Ahora, vamos a analizar no tanto su funcionamiento, como sus posibles aplicaciones. Esto es debido que hasta donde alcanza nuestro conocimiento, hemos probado que funciona, pero faltan las comprobaciones, una vez más, de los expertos en las respectivas áreas de aplicación.

Se están realizando experimentos en todo el mundo ahora mismo para el reconocimiento de emociones. Podría tener numerosas aplicaciones:

- Seguridad vial: a la hora de conducir podría indicarnos el estado de atención que tiene el individuo al volante, o si está somnoliento.
- Robótica: en este campo se considera muy importante que los robots sean capaces de interactuar emocionalmente con las personas de su entorno, pudiendo variar su comportamiento en función de ello.

- Domótica: si se detecta un estado de relajación importante, podrían realizarse varias acciones, como bajar el volumen de la televisión y los teléfonos, apagar determinadas luces, etc. Y al revés, al detectar que una persona se despierta se pueden levantar persianas, encender la cafetera, etc.
- Selección de personal: se podría medir de manera objetiva la respuesta de individuos a diferentes estímulos, así como su reacción en estados de alerta.
- Ocio: en este apartado se nos ocurren numerosas posibles aplicaciones:
  - o En los videojuegos, el estado de ánimo de una persona podría ser una entrada más del interfaz de usuario. Por ejemplo, si en un videojuego violento detectamos que las imágenes más crudas crean demasiada impresión en el usuario, se le podría ofrecer una bajada del nivel de realismo, o si tras varios intentos la frustración del individuo va en aumento, podría rebajarse el nivel de dificultad, o incluso se podría utilizar el estado de ánimo para escoger una relación de colores u otra en los escenarios.
  - o Aplicaciones para audio. Al poder saber si a una persona le agrada o no una determinada canción, se podría ofrecer la venta de canciones similares, o crear listas de reproducción según el estado de ánimo.

La gran limitación para algunas de estas aplicaciones, es la complejidad actual de los sensores que utilizamos para detectar el estado de ánimo. Sobre todo, para aquellas aplicaciones en las que se quiera detectar un estado de relajación sin querer que éste cambie. Para los ejemplos que hemos puesto, las aplicaciones donde vemos más difícil su implantación a corto/medio plazo son las de domótica, ya que hasta que los sensores no sean más cómodos de llevar, puede traer más inconvenientes que ventajas.

Como apunte curioso, con las medidas del sistema nervioso autónomo que es posible implementar, se podría mejorar el comportamiento de la 'máquina de la verdad', si bien es cierto que no sabemos hasta qué punto.

## 5.5 Conclusiones

Hemos hecho numerosas pruebas a lo largo del proyecto, muchas de ellas anecdóticas, pero nos parece importante resaltar las conclusiones derivadas de las mismas.

En concreto, vamos a hablar de la aplicación de distintos tipos de estímulos a nuestro proyecto.

Para el observador dinámico, se trabajó en un principio con una gran variedad de estímulos. Entre ellos se encontraban estímulos gustativos, térmicos, sensitivos, visuales, y sonoros (además de los que finalmente incluimos en el proyecto).

Los estímulos gustativos que probamos fueron los siguientes: cayena (muy picante), sal y azúcar. Estos estímulos eran muy reactivos, pero su efecto era poco controlable, bajaba con el tiempo, y su aplicación no se podía hacer de forma automatizada. Llegamos a ver subidas muy grandes de las pulsaciones tras ingerir picante. Otro problema que tenían, es que no conseguimos encontrar ningún sabor que relajara, ni siquiera el azúcar.

En un principio trabajamos con una manta térmica, obteniendo algunos resultados, pero demasiado inconclusos y pobres. Es cierto que pudimos observar un patrón de aumento de frecuencia con el aumento de temperatura, pero no era concluyente y tardaba demasiado en aparecer.

Con los estímulos sensitivos nos referimos principalmente a darnos (nosotros mismos, no se agredió a nadie) pellizcos, o mordiscos. Veíamos reacciones en la frecuencia cardiaca y en la conductividad de la piel, pero de nuevo, no eran cómodos (ni, quizás, legales) de aplicar, ni encontramos estímulos que actuaran en la otra dirección.

También estudiamos la posibilidad de decir al individuo que estaba sujeto al experimento que hiciera algún tipo de ejercicio. Los resultados, como es de suponer, eran útiles para aumentar la frecuencia cardiaca por encima del nivel base, pero no para cualquier otro objetivo. Además, las mediciones dejaban de ser fiables en muchos casos. Si el sensor de pulso cambia la superficie de contacto con el dedo, la señal obtenida no indica el pulso. Además, todos los ejercicios realizados con la parte superior del tronco hacían que las medidas del diámetro de la caja torácica que utilizamos para cuantificar la respiración dejaran de ser válidas.

En cuanto a los estímulos visuales y sonoros que queríamos comentar, están el IAPS y el IADS. Hay un breve apartado del estado del arte en el que explicamos el sistema IAPS, ya que es el más comúnmente aceptado y utilizado. También hablamos de estos sistemas en el apartado de aplicaciones futuras. Se trata de unos sistemas que tratan de medir objetivamente las reacciones subjetivas de la gente a determinados sonidos o fotografías. Sé que suena un poco contradictorio, pero ha probado ser muy efectivo, y es un buen método para inducir emociones. No los incluimos en el proyecto final aunque realizamos numerosas pruebas, debido a que no disponíamos de recursos para hacer un estudio completo de nuestro sistema utilizando alguno de estos sistemas como estímulo. Sin

embargo, hablamos con la encargada de hacer un estudio del IAPS en la Facultad de Psicología de la UAM (están estudiando las relaciones entre las reacciones que tienen los estudiantes españoles ante los mismos estímulos, y comparándolas con las obtenidas en EEUU), y se mostró interesada en nuestro proyecto.

## **5.6 Conclusiones finales**

Como conclusión final, hemos creado una herramienta que debe ser probada más en profundidad por expertos en las diferentes áreas de aplicación, pero que es un más que prometedor comienzo en los dos objetivos que perseguía.

Las aplicaciones pueden ser muchas, y muy útiles, y significa una novedad en, sobre todo, el campo de la psicofisiología. Además, esperamos que las conclusiones sacadas en este proyecto, y en posteriores estudios del mismo, ayuden al proyecto de magnitud europea que está pendiente de aprobación sobre el observador dinámico.

## 6 Trabajo futuro

---

Como se ha indicado al inicio del proyecto, en un principio pensamos en trabajar con ondas cerebrales, pero la imposibilidad de obtener el sensor necesario hizo que decidiéramos trabajar con la frecuencia cardiaca.

La utilización de distintos tipos de señales biológicas para su análisis mediante nuestro dispositivo es bastante sencilla. Para conseguir un funcionamiento óptimo del observador dinámico con las señales del EEG sería necesario:

- Ajustar los filtros que se le aplican a la señal, ya que actualmente la frecuencia de corte es muy baja (los cambios rápidos de la señal cardiaca no aportan información, pero en el EEG no es así). De hecho, cuando en un principio estuvimos estudiando el EEG y la posibilidad de tratarlo con nuestro observador dinámico, dimos con un filtro interesante que se explica en uno de los anexos: el filtro de Kalman. Este filtro permitiría, entre otras cosas, predecir con bastante exactitud y cierta antelación los eventos que se van a producir en la señal. Esto es de vital importancia en el ámbito de las señales cerebrales, ya que se sabe que hay gran diferencia entre lanzar un estímulo en un determinado momento, y hacerlo justo después. Ya ha sido utilizado para el estudio de ondas de este tipo y está implementado, por lo que sugerimos su uso. Como apunte, decidimos no usarlo para nuestro proyecto, ya que no aportaba ventajas (daba igual lanzar los estímulos en un determinado momento o medio segundo después) e incrementaba la computación de datos.
- Para la adquisición de la señal no habría problema tampoco, ya que no cambiaría nada el proceso actual, salvo el número de canales.
- A la hora de la representación de las ondas según las gamas de frecuencias establecidas, habría que programar un módulo nuevo. No creemos que presente demasiada dificultad.
- El tiempo real que utilizamos en nuestro proyecto tomaría más sentido en este caso particular, ya que la señal cambia mucho más rápido y es muy importante que no haya ningún retraso en la interacción del sujeto con el sistema.

Como hablamos al principio del proyecto con gente del departamento del sueño de la facultad de medicina de la UAM, este tratamiento del EEG, con los estímulos adecuados podría tener enormes beneficios a la hora del estudio de enfermedades tales como el insomnio.

La persona que tiene que someterse al estudio duerme en su laboratorio y o bien se eligen los estímulos a priori o bien se estudia el comportamiento normal del sujeto. No

pueden elegir cuando lanzar los estímulos, ni tienen forma de resumir los hechos más relevantes del EEG. Estos investigadores han estado muy interesados en el proyecto, ayudándonos en la elección de los estímulos correctos para interactuar con la frecuencia cardiaca, y sugiriendo actuaciones futuras y aplicaciones para su laboratorio. Por ejemplo, están interesados en medir en tiempo real la variabilidad del pulso cardíaco, y ver el resultado de aplicar diferentes estímulos al sistema. Para realizar este estudio, solo es necesario hacer unos cálculos con el pulso y la frecuencia respiratoria. El sensor de frecuencia respiratoria está integrado y estudiado (las frecuencias de corte no son las mismas que para el sensor cardíaco, por ejemplo).

Hemos remarcado en numerosas ocasiones la imposibilidad por nuestra parte de hacer unas pruebas científicas fiables. Lo primero que se va a hacer con la herramienta es esto mismo.

Para probar el observador dinámico se harán pruebas similares a las realizadas por nosotros, pero con más medios. Se debe asegurar la igualdad de condiciones en todos y cada uno de los experimentos, como pueden ser la temperatura o la humedad. Hay que comprobar con una estadística rigurosa que efectivamente el observador dinámico acorta el periodo de aprendizaje con respecto al biofeedback.

Los investigadores que se encargarán de ello nos ha comentado que probarán con alguno de los sistemas que también les dejaremos, preferentemente el IAPS (debido a que tiene una gran aceptación en el mundo científico, y quizás los resultados tuvieran más valor). Si estos experimentos validan que se trata de un método efectivo, habría que probarlo con alguna aplicación real. En cualquiera de las áreas donde trabaja el biofeedback, y donde seamos capaces de encontrar estímulos que afecten a las variables que queremos cambiar (esto es lo más difícil), el observador dinámico debería traer ventajas. Creemos que con pocos cambios en el diseño, como hemos comentado anteriormente, tendrá repercusión en enfermedades como la ansiedad, ya que aprendiendo a controlar la frecuencia cardiaca y monitorizando la respiración se puede tratar con biofeedback.

Para continuar con la evolución del actual proyecto, se deberían acometer las siguientes modificaciones:

- Para el control y monitorización de la frecuencia cardiaca hay un método que requeriría menos computación, el ECG. Con una máquina apropiada para medir este parámetro, podríamos quitar gran parte del filtrado que utilizamos, llegando incluso a suprimirlo completamente (para esto la máquina tendría que ser muy precisa). Esto se debe a que para el reconocimiento de latidos se puede contar con el elevado pico del ECG, significando esto también que el algoritmo de detección de latidos podría transformarse en un simple umbral. Por otro lado, se trata de un método un poco más invasivo. Creemos que las ventajas superarían a las desventajas.
- Mediante el reproductor de Linux que utilizamos para los estímulos, se puede variar la rapidez y el volumen con el que suena una determinada canción. Se podría reducir el número de sonidos, teniendo únicamente un sonido por cada

instrumento diferente que se quiera reproducir. Además de ahorrar un poco de espacio, haría que el ordenador tuviera una manera más flexible de adaptarse al volumen y frecuencia adecuados a reproducir, no teniendo que prefijar valores para los mismos.

- Con un ordenador más potente podríamos dejar de utilizar la ventana y aumentar la potencia de filtrado en tiempo real. Además, ahora mismo se tiene que elegir entre la monitorización del HF-HRV en tiempo real (si no, se guardan los valores para su análisis offline) o el lanzamiento de estímulos sonoros, cosa que dejaría de ser necesaria con esta solución.

Esto es todo con respecto al observador dinámico. En cuanto lo referente a la caracterización de emociones, el trabajo que se puede realizar es mucho más amplio:

- Para empezar, creemos que sería interesante que la medida del sistema simpático se hiciera sobre el mismo órgano que la del sistema parasimpático. Puede haber ligeras diferencias entre la acción de un sistema en un órgano y otro. Utilizando los sensores que ya tenemos, lo más económico sería quedarnos con la medida del HF (HRV) como medida parasimpática, y desechar la conductividad de la piel como medida simpática. Esto se debe a que el sistema parasimpático no tiene acción sobre la piel, y en cambio, el sistema simpático sí tiene acción sobre el corazón. Además, se puede medir de una manera no invasiva, midiendo la impedancia del corazón. Al principio del desarrollo de esta parte del proyecto intentamos utilizar la medida de baja frecuencia de la variabilidad cardiaca como medidor de la actividad simpática, pero al no estar completamente claro su significado lo dejamos de utilizar. En cualquier caso, la obtención de dicha medida se puede conseguir de manera casi inmediata, recalculando las áreas donde se hace la integral.
- Es necesario incluir dispositivos con las características que cumplen las normas médicas de seguridad para su uso con pacientes.
- Si se quiere seguir con la medición actual de la conductividad de la piel, habría que adquirir electrodos de mejor calidad, y convendría obtener componentes de mayor calidad para el circuito. Hemos consultado con expertos en la medición de este parámetro, y tenemos diseños más adecuados para este propósito.
- En el Grupo de Neurocomputación Biológica hay doctorandos haciendo la tesis sobre el reconocimiento de emociones por medio del análisis de la expresión facial. Hemos estado hablando sobre las acciones a realizar para juntar ambos proyectos, algo que es técnicamente posible y que solo aportaría ventajas a ambos.

- Para el estudio de la influencia de la respiración sobre la alta frecuencia de la variabilidad cardiaca, habría que fabricar o construir un capnógrafo. Este estudio sería bastante complicado, pero hemos hablado del tema con los expertos en la materia que podrían abordar el proyecto. Una vez realizado, el estudio tiene importancia por sí mismo, ya que como hemos mencionado anteriormente este efecto no está claro actualmente, pero además ayudaría a refinar la medida del sistema parasimpático.
- Hemos revisado estudios sobre la influencia de muchos parámetros en las emociones que todavía no han sido incluidos en experimentos con este objetivo. Por ejemplo, se puede citar una tesis muy detallada sobre estos temas de Sylvia D. Kreibig llamada *Autonomic Nervous System Activity in Emotion: A Review*, de la cual sacamos mucha información útil sobre este tema. A este respecto nos gustaría indicar que el punto de este mismo apartado en el que decimos que la utilización del ECG entrañaría ventajas a la hora de la computación, así como el inconveniente de que es más invasivo, se puede aplicar igualmente en este otro módulo. Sería igualmente beneficioso, pero las contraindicaciones tomarían algo más de importancia, pues se puede influir sobre el estado emocional de la persona.
- Por último, comentar que para la medición del HF-HRV hemos utilizado una ventana deslizante, que resultó dar problemas en experimentos de una duración más larga que el doble de la longitud de la misma. Estamos estudiando el problema ahora, para poder implementar la solución durante los estudios de posgrado que realizaremos en la UAM, y de momento la idea que más nos convence es realizar la FFT de la señal entera, desde el principio hasta el momento en el que no encontremos. Esto dará problemas al calcular el sumatorio de los valores discretos que están en la banda de frecuencia que nos interesa, pero haciendo una interpolación de la señal resultante de la FFT y evaluándola en puntos fijos. Así se verían la influencia de los valores nuevos y nada más.

Creemos que con un dispositivo con las mejoras que indicamos, se podría afrontar con garantías el reconocimiento de emociones, sin tener en cuenta el módulo de expresión facial. Una vez hechos los cambios serían necesarios muchísimos experimentos, para que el sistema, de una manera automatizada, fuera aprendiendo los patrones de cada una de las variables de entrada para cada una de las emociones que sintieran los individuos sujetos al experimento. Se pueden tomar como ejemplo numerosos experimentos en los que se ha conseguido el reconocimiento de emociones con el análisis de estos parámetros (K. H. Kim, Bang, & S. R. Kim, 2004), (Nakahara, Furuya, Obata, Masuko, & Kinoshita, 2009) y (J. Kim & Andr, 2008).



## Referencias

---

- Chuang, C.-Y., Han, W.-R., Li, P.-C., & Young, S.-T. (2010). Effects of music therapy on subjective sensations and heart rate variability in treated cancer survivors: a pilot study. *Complement Ther Med*, *18*(5), 224-226. doi: 10.1016/j.ctim.2010.08.003.
- Cowan, M. J., Kogan, H., Burr, R., Hendershot, S., & Buchanan, L. (1990). Power spectral analysis of heart rate variability after biofeedback training. *J Electrocardiol*, *23 Suppl*, 85-94.
- Giardino, N. D., Chan, L., & Borson, S. (2004). Combined heart rate variability and pulse oximetry biofeedback for chronic obstructive pulmonary disease: preliminary findings. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, *29*(2), 121-133.
- Karavidas, M. K., Lehrer, P. M., Vaschillo, E., Vaschillo, B., Marin, H., Buyske, S., et al. (2007). Preliminary results of an open label study of heart rate variability biofeedback for the treatment of major depression. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, *32*(1), 19-30. doi: 10.1007/s10484-006-9029-z.
- Kim, J., & Andrzejak, E. (2008). Emotion recognition based on physiological changes in music listening. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, *30*(12), 2067-2083. doi: 10.1109/TPAMI.2008.26.
- Kim, K. H., Bang, S. W., & Kim, S. R. (2004). Emotion recognition system using short-term monitoring of physiological signals. *Med Biol Eng Comput*, *42*(3), 419-427.
- Lee, C., Yoo, S. K., Park, Y., Kim, N., Jeong, K., & Lee, B. (2005). Using neural network to recognize human emotions from heart rate variability and skin resistance. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, *5*, 5523-5525. doi: 10.1109/IEMBS.2005.1615734.
- LEE, S. T., & HON, E. H. (1965). THE FETAL ELECTROCARDIOGRAM. IV. UNUSUAL VARIATIONS IN THE QRS COMPLEX DURING LABOR. *Am J Obstet Gynecol*, *92*, 1140-1148.
- Lehrer, P. M., Vaschillo, E., Vaschillo, B., Lu, S.-E., Scardella, A., Siddique, M., et al. (2004). Biofeedback treatment for asthma. *Chest*, *126*(2), 352-361. doi: 10.1378/chest.126.2.352.
- Nakahara, H., Furuya, S., Obata, S., Masuko, T., & Kinoshita, H. (2009). Emotion-related changes in heart rate and its variability during performance and perception of music. *Ann N Y Acad Sci*, *1169*, 359-362. doi: 10.1111/j.1749-6632.2009.04788.x.
- Poletto, R., Janczak, A. M., Marchant-Forde, R. M., Marchant-Forde, J. N., Matthews, D. L., Dowell, C. A., et al. (2011). Identification of low and high frequency ranges for heart rate variability and blood pressure variability analyses using pharmacological

autonomic blockade with atropine and propranolol in swine. *Physiol Behav.* doi: 10.1016/j.physbeh.2011.01.019.

Siepmann, M., Aykac, V., Unterd rfer, J., Petrowski, K., & Mueck-Weymann, M. (2008). A pilot study on the effects of heart rate variability biofeedback in patients with depression and in healthy subjects. *Appl Psychophysiol Biofeedback, 33*(4), 195-201. doi: 10.1007/s10484-008-9064-z.

Trappe, H.-J. (2010). The effects of music on the cardiovascular system and cardiovascular health. *Heart, 96*(23), 1868-1871. doi: 10.1136/hrt.2010.209858.

Wahlund, K., Sorman, K., Gavazzeni, J., Fischer, H., & Kristiansson, M. (2010). Attenuated subjective ratings and skin conductance responses to neutral and negative pictures in non-psychopathic mentally disordered offenders with various diagnoses. *Psychiatry Res, 180*(1), 30-34. doi: 10.1016/j.psychres.2009.09.009.

Wheat, A. L., & Larkin, K. T. (2010). Biofeedback of heart rate variability and related physiology: a critical review. *Appl Psychophysiol Biofeedback, 35*(3), 229-242. doi: 10.1007/s10484-010-9133-y.

Zucker, T. L., Samuelson, K. W., Muench, F., Greenberg, M. A., & Gevirtz, R. N. (2009). The effects of respiratory sinus arrhythmia biofeedback on heart rate variability and posttraumatic stress disorder symptoms: a pilot study. *Appl Psychophysiol Biofeedback, 34*(2), 135-143. doi: 10.1007/s10484-009-9085-2.

## Glosario

---

UAM	UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID
HRV	HEART RATE VARIABILITY
SNA	SISTEMA NERVIOSO AUTÓNOMO
BCI	BRAIN COMPUTER INTERFACE
EDA	ELECTRODERMAL ACTIVITY
RTDOC	REAL TIME DYNAMIC OBSERVER AND CONTROLLER
ECG	ELECTROCARDIOGRAMA
EEG	ELECTROENCEFALOGRAMA
EMG	ELECTROMIOGRAMA
EOG	ELECTROOCULOGRAMA
SO	SISTEMA OPERATIVO
FIR	FINITE IMPULSE RESPONSE
HF	HIGH FREQUENCY
GNB	GRUPO DE NEUROCOMPUTACIÓN BIOLÓGICA
BFB	BIOFEEDBACK
SNS	SISTEMA NERVIOSO SIMPÁTICO
SNP	SISTEMA NERVIOSO PARASIMPÁTICO
SA	NODO SINUSAL
AV	NODO AURICULOVENTRICULAR
VFC	VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA
RSA	RESPIRATORY SINUS ARRITHMYA
VLF	VERY LOW FREQUENCY
LF	LOW FREQUENCY
FT	FOURIER TRANSFORM
AR	AUTORREGRESIVO
FFT	FAST FOURIER TRANSFORM
RTAI	REAL TIME APPLICATION INTERFACE
FIFO	FIRST IN FIRST OUT
SCL	SKIN CONDUCTANCE LEVEL
SCR	SKIN CONDUCTANCE RESPONSE
IADS	INTERNATIONAL AFFECTIVE DIGITIZED SOUND (SYSTEM)
IAPS	INTERNATIONAL AFFECTIVE PICTURE SYSTEM
PFC	PROYECTO FINAL DE CARRERA

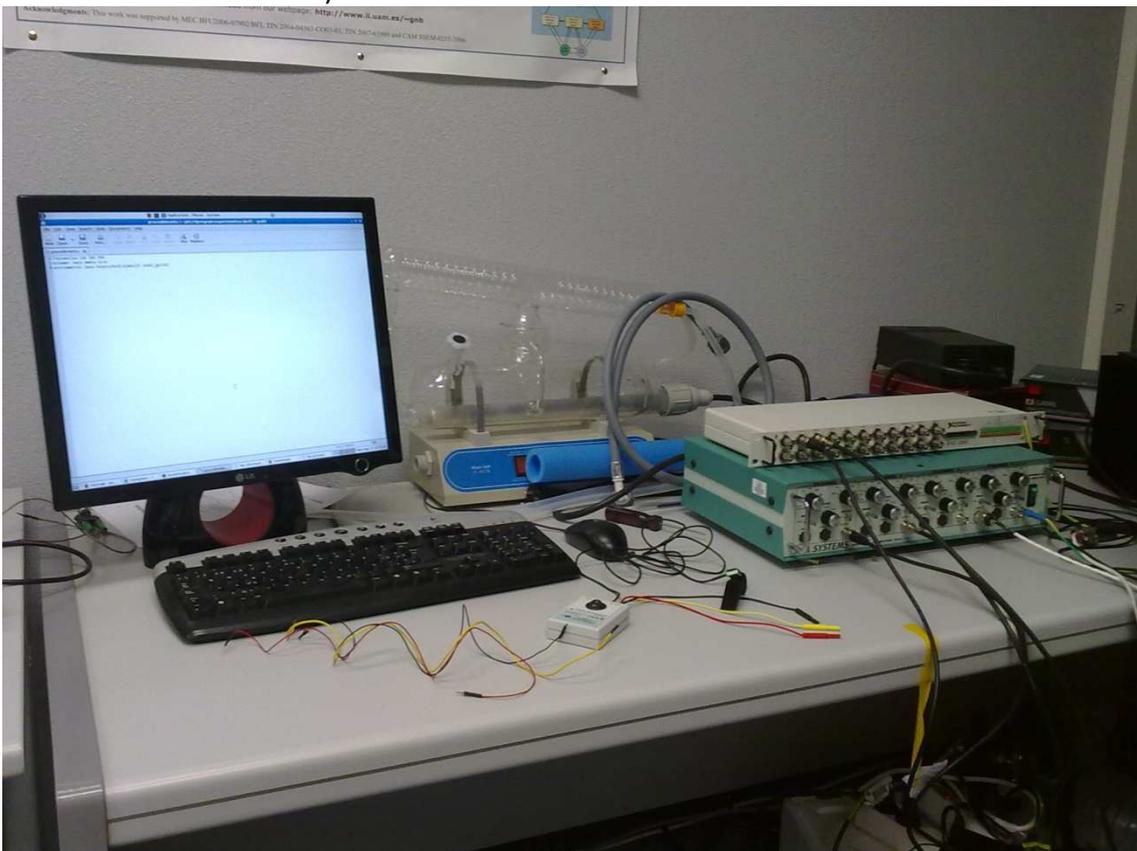
## Anexos

---

### A *Manual de instalación*

#### MANUAL DE PREPARACIÓN DEL EXPERIMENTO

A continuación explicaremos los pasos necesarios para comenzar un experimento con nuestro observador dinámico. En la siguiente imagen se ven los objetos necesarios (no se muestran los auriculares):

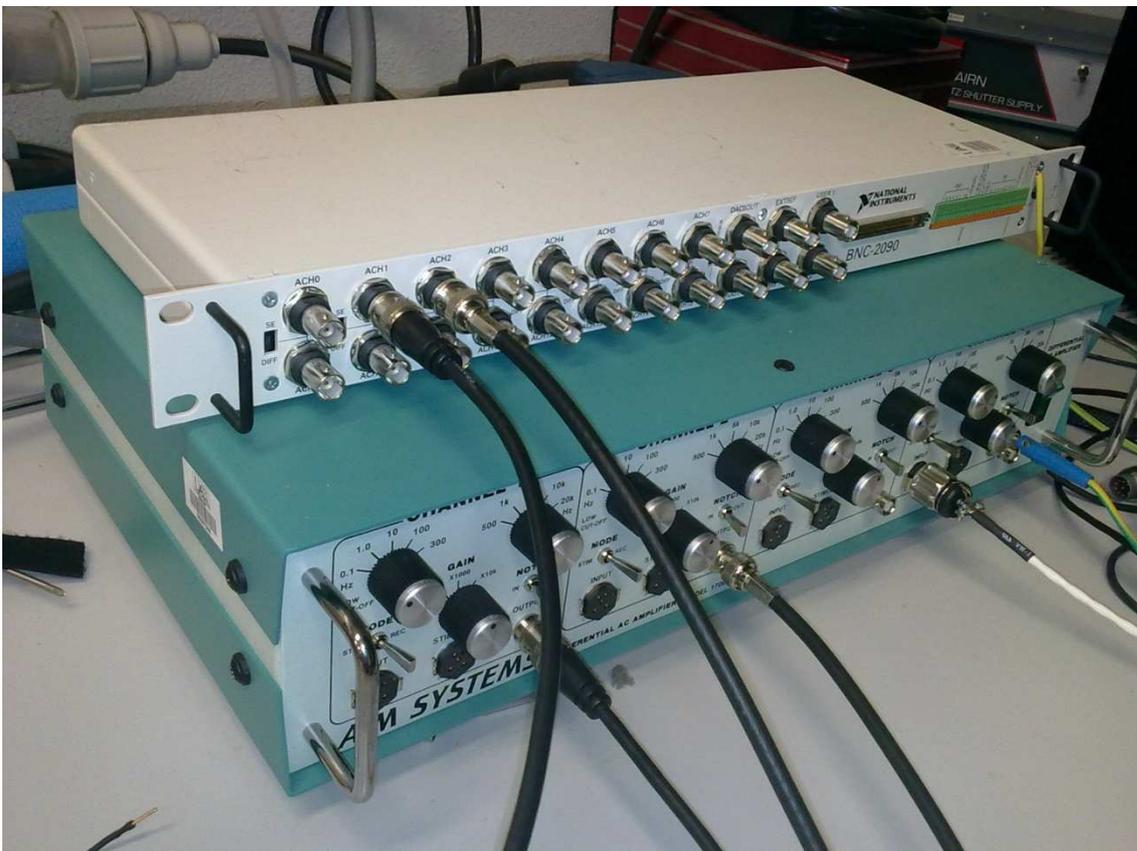


Necesitaremos:

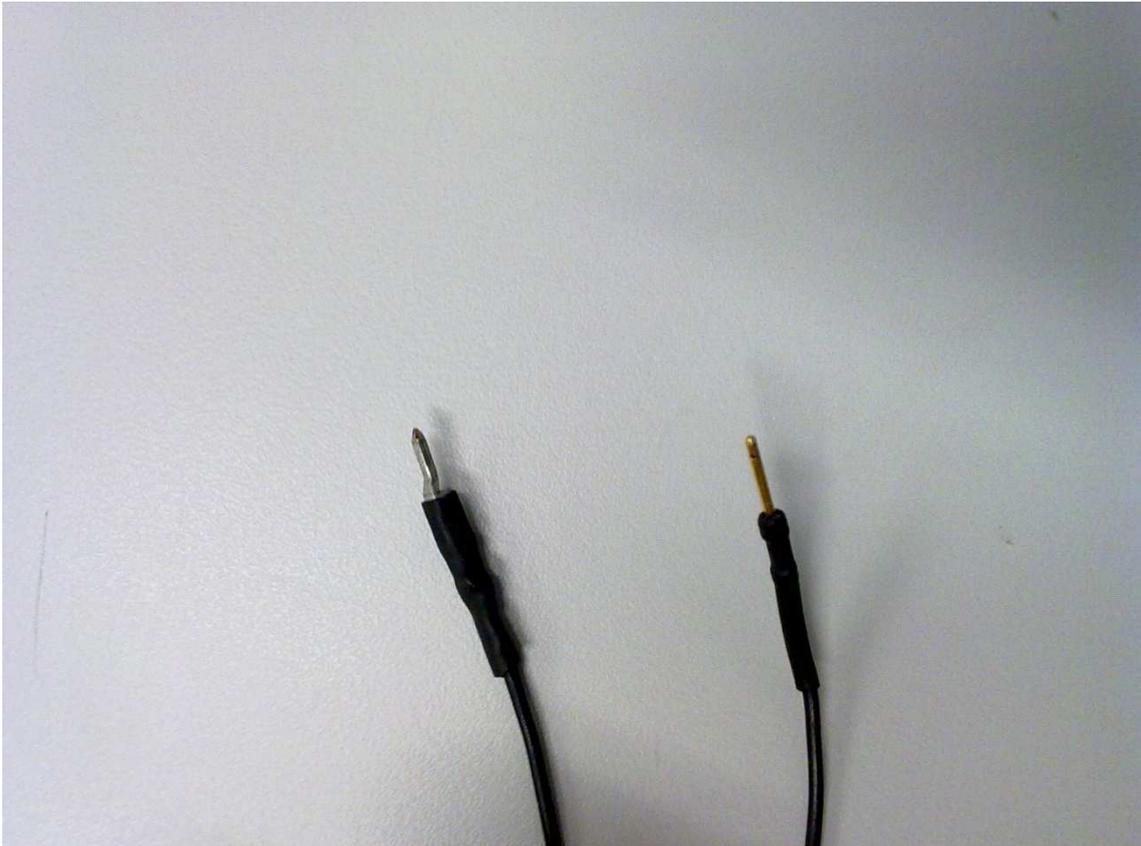
- Un amplificador analógico.
- Una tarjeta de adquisición de datos.
- Un sensor analógico de pulso.
- Cables.
- Auriculares.
- Un ordenador con las características enunciadas a lo largo de esta memoria.

Para su instalación:

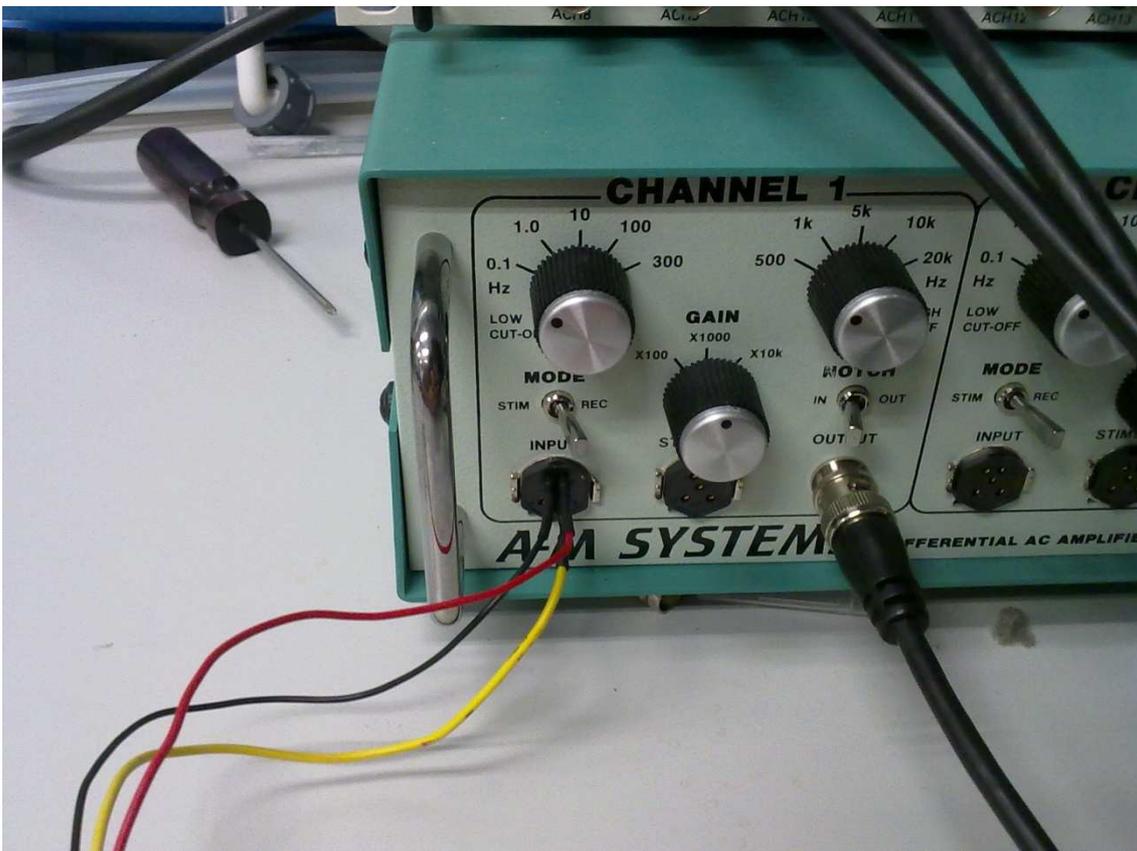
1. Conectaremos el amplificador con la tarjeta de adquisición de datos mediante un cable con conectores BNC (que fabricamos en el laboratorio). El canal utilizado del amplificador puede ser cualquiera, siempre que se conecte con el canal ACH1 de la tarjeta de adquisición de datos. En la imagen utilizamos el canal 1:



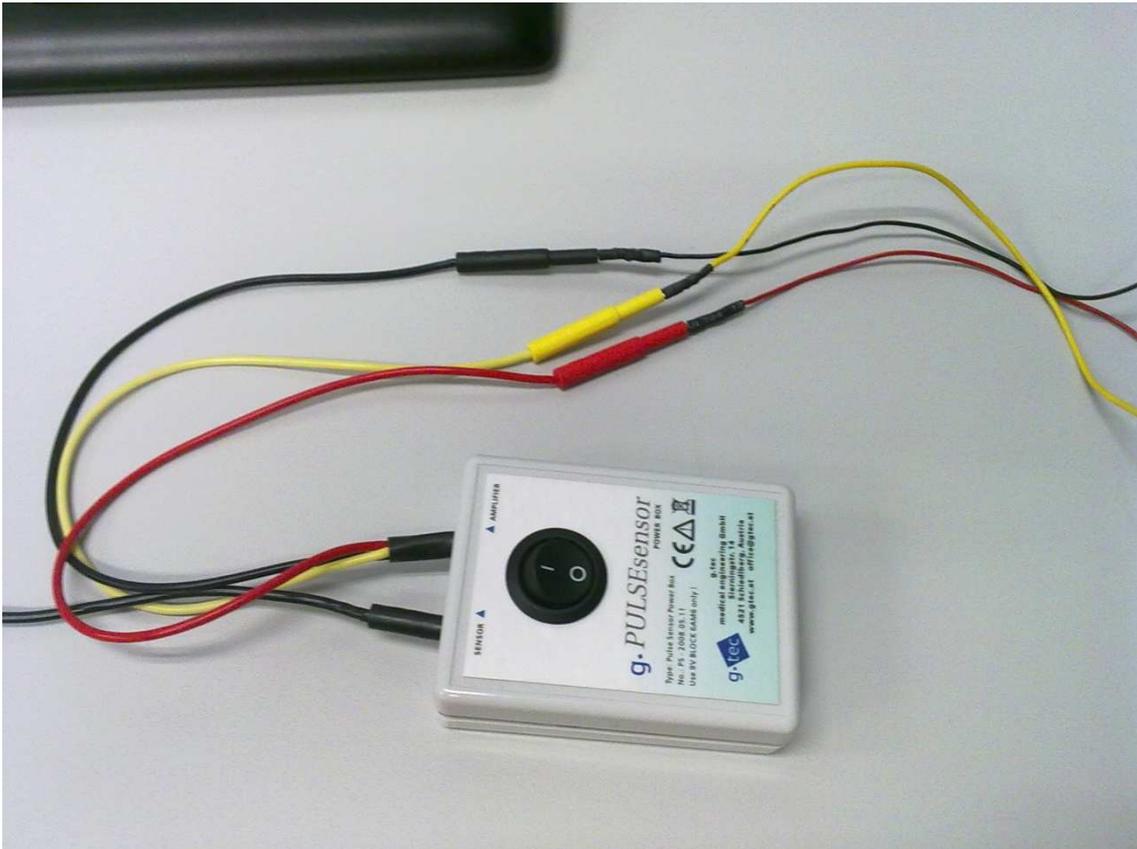
2. Para la interconexión del sensor con el amplificador necesitamos unos cables fabricados por nosotros, ya que no encontrábamos cables con los conectores q necesitamos. Los cables quedan como se ve a continuación. El lado fino es el que utilizamos para la conexión en el amplificados, y el lado grueso para la conexión con el sensor:



3. Para la conexión en el amplificador colocaremos los cables como se indica en la imagen. En la entrada de 'INPUT' hay 5 pequeños conectores, de los cuales utilizaremos los 2 superiores y el central. En el superior izquierdo colocaremos el cable negro, en el superior derecho el rojo, y en el central el amarillo. Pondremos el 'NOTCH' en 'IN', 'GAIN' en 'x1000' y las frecuencias para los filtros lo más bajas posibles:



4. La conexión con el sensor es muy fácil, basta con conectar el extremo ancho del cable que hemos conectado en el amplificador con el conector correspondiente (los cables están hechos cada uno del color de su conector correspondiente):



5. Ahora, una vez encendido el ordenador CPG del laboratorio de Neurocomputación Biológica de la UAM, accederemos con el usuario dynamic. Abriremos una consola y teclearemos lo siguiente:

```
#cd clampDev2/scripts
```

```
#./loadModules.cpg
```

```
#cd ../..
```

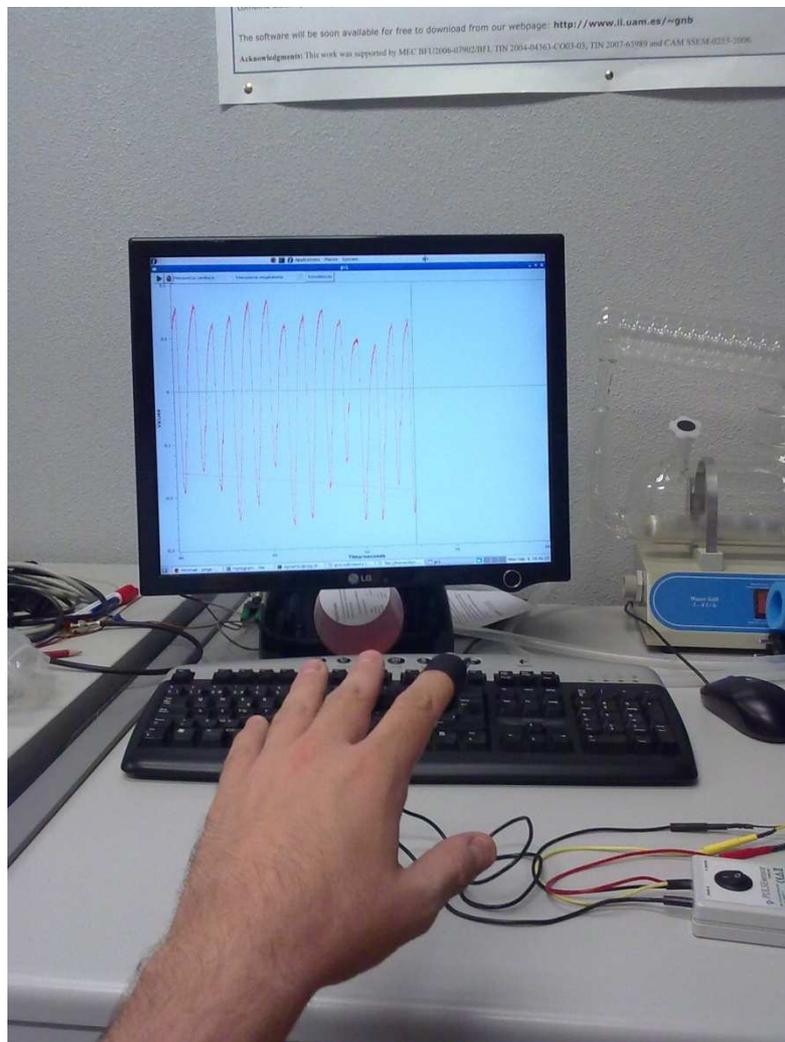
```
#cd pfc/rtprogram
```

Ahora colocaremos el sensor de pulso en el dedo, tal y como se observa en la imagen. Hay que atarlo al dedo y fijarlo con la cinta de velcro.

Conectamos los auriculares a la salida de audio del ordenador.

Por último, hay que encender el amplificador y el sensor y teclear:

```
#!/run
```



## OBSERVACIONES

Es importante que el sensor esté correctamente colocado sobre el dedo (en todos nuestros experimentos se trata del dedo índice) y que se mueva lo menos posible durante el experimento. Cuando el sujeto mueve la mano, la superficie de contacto del dedo con

el sensor cambia, cambiando por lo tanto la recepción de luz del mismo. Esto hace que perdamos la señal.

Cuando esto ocurre, es imposible sacar información útil de la señal, por lo que el estudio no estará limpio hasta pasados unos cuantos latidos (depende de la ventana utilizada para el cálculo de la frecuencia acumulada).

Hay dos tipos diferentes de experimento: extracción de información y control mediante el observador dinámico

Las instrucciones para el sujeto no serán las mismas en los dos experimentos. Durante el aprendizaje de la máquina pediremos a la persona que se concentre en los sonidos, cerrando los ojos. Le explicaremos que la frecuencia de los sonidos que escucha es una guía del ritmo al que debería latir su corazón, por lo que deberá concentrarse en el sonido y su propio ritmo cardíaco, pero sin mirar a la pantalla. Digamos que le quitamos al estímulo la parte del biofeedback, para centrarnos únicamente en el efecto sobre el pulso.

Sin embargo, durante el observador dinámico se podrá mirar a la pantalla, en la que aparecerá la frecuencia objetivo, la actual, y la onda del pulso en tiempo real.

En caso de que la señal no se muestre de una manera correcta, habrá que comprobar todas las conexiones que hemos hecho (las que se detallan un poco más arriba), sobre todo la de los 3 cables que van del amplificador al sensor, que son las que más fallan. Después, habrá que comprobar que el sensor está colocado correctamente y que el sujeto no se está moviendo durante el experimento. Si tras estas comprobaciones sigue sin funcionar, es muy probable que el sensor de pulso se esté quedando sin pilas, por lo que procederemos a cambiarlas.

Si vemos que la señal se satura (entre unos límites sale bien, pero al llegar a cierto número sale una línea recta), habrá que ajustar la escala. En la foto del punto 3 GAIN es la ganancia. Como la potencia de la señal depende de las pilas del dispositivo y de la forma de colocar el sensor, hay veces que habrá que ajustar este parámetro. Si se satura, habrá que girar esta rueda a la izquierda.

## MANUAL DE PREPARACIÓN DEL SENSOR DE CONDUCTIVIDAD DE LA PIEL Y EL DE RESPIRACIÓN PARA EL EXPERIMENTO DE CARACTERIZACIÓN DE EMOCIONES

Para las pruebas de caracterización de emociones utilizamos 3 variables, por lo que hay que colocar los otros dos sensores antes del experimento.

Para la conexión del sensor de conductividad, seguimos los mismos pasos que con el sensor cardíaco:

1. Conexión del amplificador con la tarjeta de adquisición de datos.

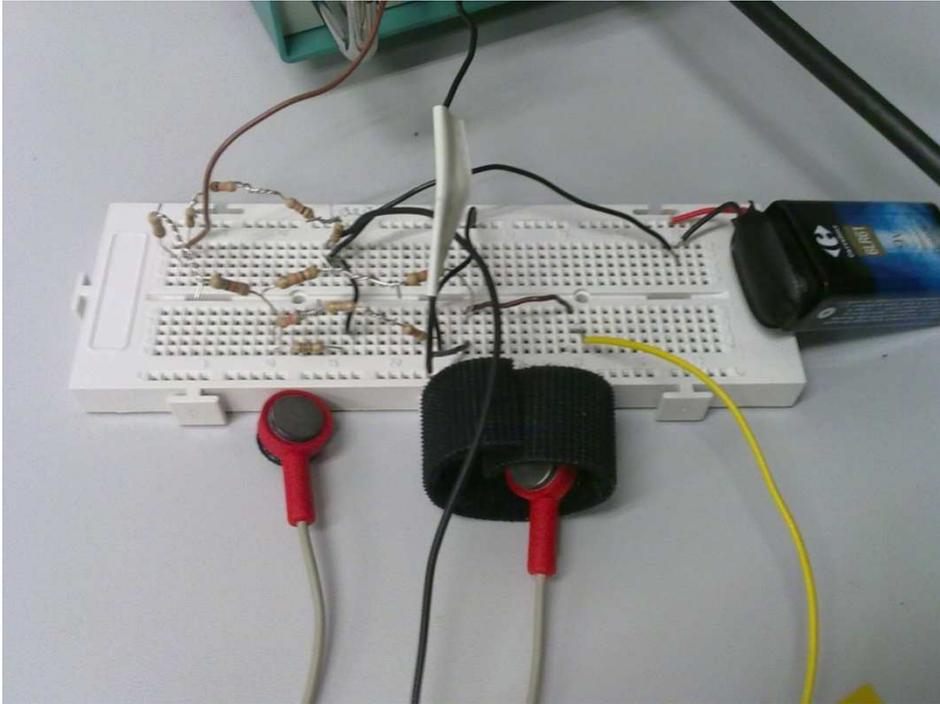
En este caso, y de manera análoga al primer paso de la instalación del sensor cardíaco, conectaremos al canal del amplificador al que queramos que vaya conectado el sensor de conductividad con el canal ACH3 de la tarjeta. Será necesario un cable con dos terminaciones BNC en los extremos.

2. Conexión de los elementos:

- Primero hay que comprobar que la placa de conexiones tiene todos los elementos bien conectados, como se ve en la foto. Los elementos más sensibles son la conexión de los electrodos y de la pila con la placa.
- Después, las conexiones con el amplificador. Conectar tal y como conecta el sensor cardíaco, teniendo en cuenta que el cable que va desde la tierra de la pila va a la referencia del amplificador, y los dos cables restantes a los pines superiores.

3. Es importante que en el amplificador quitemos el filtro de entrada. Esto lo haremos poniendo 'OUT' en la opción 'NOTCH' del amplificador. Para la elección de la escala solo es necesario que la señal no se sature.

4. Ahora hay que colocar los electrodos. Para ello hay que asegurarse de que están correctamente fijados a la tira de velcro con la parte posterior. Antes de la colocación de los electrodos sobre los dedos es recomendable aplicar un gel, pero no es estrictamente necesario. Después, se colocan los electrodos con la parte de aluminio en contacto con la yema del dedo y se fija con el velcro.



5. Si la pila no está conectada, se conecta a la placa como se ve en la foto (falta el cable de conexión con la tierra que va al amplificador como referencia).

Para la colocación del sensor de respiración, es análogo a todo lo anterior, solo que utilizando el canal dos de la tarjeta de adquisición, y teniendo en cuenta que solo tiene dos conectores, por lo que no se conecta referencia (solo los dos pines superiores). Después de ajusta la cinta elástica alrededor del pecho,

Las instrucciones para hacer correr el programa son las mismas que en el apartado anterior, pero el programador deberá introducir alguna pequeña modificación en el código para que dé prioridad a una funcionalidad o la otra.



## ***B Manual del programador***

### INSTRUCTION.C

A continuación, presentamos el código del archivo instruction.c. No queremos poner todo el código en la memoria, ya que son demasiadas líneas, pero como indicamos en el desarrollo de esta memoria, esta parte del código es la más ‘especial’, por decirlo de alguna manera. Se programa, gracias a un parche del sistema operativo, directamente sobre el núcleo. En la parte de la memoria que hablamos de este anexo explicamos los conceptos importantes de este pequeño trozo de código: Comedi, RTAI, FIFOs y las diferencias entre las capas de usuario y kernel. Si no se puede seguir este código debidamente, recomendamos volver a esa parte.

```
#include <linux/kernel.h>
#include <linux/module.h>
#include <linux/moduleparam.h>

#undef __attribute_pure__
#undef __attribute_used__
#undef __always_inline

#include <math.h>
#include <rtai_fifos.h> //librerías de rtaí, fifos y comedi
#include "rtai.h"
#include "rtai_comedi.h"
#include "../parameters.h"

//definición de rangos

#define AI_INT_MAX 4095
//#define AI_INT_MAX 65535
//#define AI_INT_MAX 58000
#define AO_INT_MAX 65535
#define PRANGE_1 2.5
#define NRANGE_1 -2.5

#define PRANGE_2 10
#define NRANGE_2 -10

#define PRANGE_3 10
#define NRANGE_3 -10

/***** Comedi Parameters *****/
const char *dev_path = "/dev/comedi0"; //directorio donde se dejarán los datos de la tarjeta
comedi_t *dev=NULL;
comedi_insn c1,c2,c3,c;
lsampl_t databuf1[256];
lsampl_t databuf2[256];
lsampl_t databuf3[256];
/***** Comedi Parameters *****/
/***** Shared Memory *****/
struct data *shared;
/***** Shared Memory *****/
/***** Fifo Parameters *****/
unsigned int f0=0; //Data fifo label.
```

```

unsigned int s0=4000000;      //Data fifo size.
/***** Fifo Parameters *****/
/***** Rtai Parameters *****/
unsigned long int tick_p=1000000;
unsigned int task_pr=1;
unsigned long int stack_s=10000;
RT_TASK daq_task;
RTIME tick_period;
/***** Rtai Parameters *****/
/***** Other Parameters *****/
unsigned int debug=0;
char string[256];
/***** Other Parameters *****/

```

```

static char *dtos(double x, char *str) {
char s = (x >= 0 ? '+' : '-');
int tmp1, tmp2;

x = fabs(x);
tmp1 = floor(x);
tmp2 = 1e6*(x - tmp1);
sprintf(str, "%c%d.%06d", s, tmp1, tmp2);
return str;
}

```

```

double comedi_to_phys(double read, double max, double min, long maxdata)
{
read /= maxdata;
read *= max - min;
read += min;

return read;
}

```

```

lsampl_t comedi_from_phys (double val, double max, double min, long maxdata)
{
double x;
lsampl_t return_value;

x = val;
x -= min;
x /= max - min;
x *= maxdata;

return_value = (lsampl_t) x;

return return_value;
}

```

```

void prepare_ins_acquisition(void)
{ //definición de los canales de adquisición
//channel1
memset(databuf1,0,sizeof(lsampl_t)*256);
c1.insn=INSN_READ;
c1.n=1;
c1.data=databuf1;
c1.subdev=0;
c1.chanspec=CR_PACK(1,2,AREF_GROUND);

```

```

//channel2
memset(databuf2,0,sizeof(Isampl_t)*256);
c2.insn=INSN_READ;
c2.n=1;
c2.data=databuf2;
c2.subdev=0;
c2.chanspec=CR_PACK(2,0,AREF_GROUND);
//channel3
memset(databuf3,0,sizeof(Isampl_t)*256);
c3.insn=INSN_READ;
c3.n=1;
c3.data=databuf3;
c3.subdev=0;
c3.chanspec=CR_PACK(3,0,AREF_GROUND);
}

void realtimeDaq(long ini) //BUCLE DE REAL TIME
{
int ret=0,fifo_counter=0,counter=0;
double read1=0,read2=0,read3=0,x_value=0;

if (debug==1) rt_printk("Real time loop initialized\n");
rt_printk("\nRealtime loop\n");
while(1)
{
switch(shared->flag)
{
case PLAY: //si la bandera que se active en la interfaz gráfica de nuestro programa indica //que el programa
se está ejecutando normalmente, se ejecuta normalmente. El resto de modos //no se utilizan para nuestros
experimentos, pero están implementados
if (fifo_counter>s0-1)
{
rt_printk("FIFO flushed\n");
fifo_counter=0;
rtf_reset(0);
}
if (debug==1) rt_printk("\nWorking\n");
prepare_ins_acquisition(); //PREPARACIÓN CANALES
ret=comedi_do_insn(dev,&c1);//devuelve el numero de muestras medidas
//y mete los datos en el sitio indicado, en este caso databuf1, con el formato comedi
ret=comedi_do_insn(dev,&c2);
ret=comedi_do_insn(dev,&c3);

read1=comedi_to_phys((double)databuf1[0],PRANGE_1,NRANGE_1,AI_INT_MAX);
//con los valores que le hemos indicado transforma los datos al format deseado
read2=comedi_to_phys((double)databuf2[0],PRANGE_2,NRANGE_2,AI_INT_MAX);

read3=comedi_to_phys((double)databuf3[0],PRANGE_3,NRANGE_3,AI_INT_MAX);
x_value=x_value+(tick_p)/1e9;
//calculamos el valor del tiempo, y justo a continuación metemos todos los datos en //la FIFO
rtf_put(f0,&x_value,sizeof(x_value));
rtf_put(f0, &read1, sizeof(read1));
rtf_put(f0, &read2, sizeof(read2));
rtf_put(f0, &read3, sizeof(read3));

fifo_counter=fifo_counter+4*sizeof(double);

counter++;
break;
case STOP:rt_printk("\nWaiting for start\n");
break;
case CHANGE_FREQ:

```

```

        shared->flag=STOP;
        rt_set_period(&daq_task,nano2count(shared->tick_p)); //convertido nanosegundos a ticks
del reloj interno
        if (debug==1)
        {
            rt_printk("Old period:%d | New period:%d\n",tick_p,shared->tick_p);
            rt_printk("Frequency changed successfully\n");
        }
        tick_p=shared->tick_p;
                                                x_value=0;
        shared->flag=PLAY;

        break;
default:rt_printk("\nInvalid state\n");
        break;
    }
    rt_task_wait_period();//MANDA EL PROCESO A DORMIR, Y AL DESPERTAR //ESTARÁ AL PRINCIPIO
DEL BUCLE
}

}

int init_shm(void) //memoria compartida
{
    shared = rtai_kmalloc(nam2num(SHMNAM), sizeof(struct data));
    shared->flag=STOP;
    printk("Shared memory created\n");
    return(0);
}

int init_rt_task(void)//INICIALIZA LOS PARÁMETROS NECESARIOS PARA EL TIEMPO REAL
{
    int rvalue=0;

    rvalue=rt_task_init(&daq_task,realtimeDaq, 0, stack_s, task_pr, 1, 0);
    if (rvalue==0)
        printk("Real time task succesfully initialized\n");
    else if (rvalue==EINVAL)
    {
        printk("Task structure pointed by task is already in use\n");
        return(ERROR);
    }
    else if (rvalue==ENOMEM)
    {
        printk("stack_size bytes could not be allocated for the stack\n");
        return(ERROR);
    }
    else
    {
        printk ("Unable to start real time task\n");
        return(ERROR);
    }
    }
    rt_set_periodic_mode();
    tick_period = start_rt_timer(nano2count(tick_p));
    rt_task_make_periodic(&daq_task, rt_get_time() + tick_period,tick_period);
    return(OK);
}

int init_fifos(void)//CREA FIFO
{

```

```

        rtf_create(f0,s0);
        return(OK);
    }

int init_comedi(void)//INICIALIZA PARÁMETROS FIFO
{
    if ((dev = comedi_open(dev_path))==NULL)
    {
        printk("\nError, unable to open comedi device\n");
        return(ERROR);
    }

    return(OK);
}

int init_module(void)
{
    init_shm();

    init_fifos();

    init_comedi();

    if (init_rt_task()!=OK)
        printk("\nUnable to initialize realtime task\n");
    else
        printk("\nRealtime task initialized\n");

    return OK;
}

void cleanup_module(void)//CIERRA Y LIBERA RECURSOS
{
    int ret;

    stop_rt_timer();
    rt_task_delete(&daq_task);

    rtai_kfree(nam2num(SHMNAM));

    comedi_cancel(dev,0);

    ret = comedi_close(dev);

    rtf_destroy(f0);
    printk("comedi_close: %d\n", ret);
}

```

## PRESUPUESTO

### 1) Ejecución Material

- Compra de ordenador personal (Software incluido)..... 2000 €
- Tarjeta de adquisición de datos ..... 2156 €
- Amplificador ..... 1912 €
- Sensores.....1838 €
- Total de ejecución material..... 8906 €

### 2) Gastos generales

- 16 % sobre Ejecución Material..... 1425 €

### 3) Beneficio Industrial

- 6 % sobre Ejecución Material..... 534 €

### 4) Honorarios Proyecto

- 1000 horas a 15 € / hora..... 15000 €

### 5) Material fungible

- Gastos de impresión ..... 50 €
- Encuadernación ..... 180 €

### 6) Subtotal del presupuesto

- Subtotal Presupuesto..... 26095 €

### 7) I.V.A. aplicable

- 18% Subtotal Presupuesto..... 4697.1 €

### 8) Total presupuesto

- Total Presupuesto ..... 30792,1 €

Madrid, Marzo de 2011

Fdo.: Jorge Cuadrado Andrade  
Ingeniero Superior de Telecomunicación

## **PLIEGO DE CONDICIONES**

Este documento contiene las condiciones legales que guiarán la realización, en este proyecto, de un Observador Dinámico en Tiempo Real. En lo que sigue, se supondrá que el proyecto ha sido encargado por una empresa cliente a una empresa consultora con la finalidad de realizar dicho sistema. Dicha empresa ha debido desarrollar una línea de investigación con objeto de elaborar el proyecto. Esta línea de investigación, junto con el posterior desarrollo de los programas está amparada por las condiciones particulares del siguiente pliego.

Supuesto que la utilización industrial de los métodos recogidos en el presente proyecto ha sido decidida por parte de la empresa cliente o de otras, la obra a realizar se regulará por las siguientes:

### **Condiciones generales**

1. La modalidad de contratación será el concurso. La adjudicación se hará, por tanto, a la proposición más favorable sin atender exclusivamente al valor económico, dependiendo de las mayores garantías ofrecidas. La empresa que somete el proyecto a concurso se reserva el derecho a declararlo desierto.

2. El montaje y mecanización completa de los equipos que intervengan será realizado totalmente por la empresa licitadora.

3. En la oferta, se hará constar el precio total por el que se compromete a realizar la obra y el tanto por ciento de baja que supone este precio en relación con un importe límite si este se hubiera fijado.

4. La obra se realizará bajo la dirección técnica de un Ingeniero Superior de Telecomunicación, auxiliado por el número de Ingenieros Técnicos y Programadores que se estime preciso para el desarrollo de la misma.

5. Aparte del Ingeniero Director, el contratista tendrá derecho a contratar al resto del personal, pudiendo ceder esta prerrogativa a favor del Ingeniero Director, quien no estará obligado a aceptarla.

6. El contratista tiene derecho a sacar copias a su costa de los planos, pliego de condiciones y presupuestos. El Ingeniero autor del proyecto autorizará con su firma las copias solicitadas por el contratista después de confrontarlas.

7. Se abonará al contratista la obra que realmente ejecute con sujeción al proyecto que sirvió de base para la contratación, a las modificaciones autorizadas por la superioridad o a las órdenes que con arreglo a sus facultades le hayan comunicado por escrito al Ingeniero Director de obras siempre que dicha obra se haya ajustado a los preceptos de los pliegos de condiciones, con arreglo a los cuales, se harán las modificaciones y la valoración de las diversas unidades sin que el importe total pueda exceder de los presupuestos aprobados. Por consiguiente, el número de unidades que se consignan en el proyecto o en el presupuesto, no podrá servirle de fundamento para entablar reclamaciones de ninguna clase, salvo en los casos de rescisión.

8. Tanto en las certificaciones de obras como en la liquidación final, se abonarán los trabajos realizados por el contratista a los precios de ejecución material que figuran en el presupuesto para cada unidad de la obra.

9. Si excepcionalmente se hubiera ejecutado algún trabajo que no se ajustase a las condiciones de la contrata pero que sin embargo es admisible a juicio del Ingeniero Director de obras, se dará conocimiento a la Dirección, proponiendo a la vez la rebaja de precios que el Ingeniero estime justa y si la Dirección resolviera aceptar la obra, quedará el contratista obligado a conformarse con la rebaja acordada.

10. Cuando se juzgue necesario emplear materiales o ejecutar obras que no figuren en el presupuesto de la contrata, se evaluará su importe a los precios asignados a otras obras o materiales análogos si los hubiere y cuando no, se discutirán entre el Ingeniero Director y el contratista, sometiéndolos a la aprobación de la Dirección. Los nuevos precios convenidos por uno u otro procedimiento, se sujetarán siempre al establecido en el punto anterior.

11. Cuando el contratista, con autorización del Ingeniero Director de obras, emplee materiales de calidad más elevada o de mayores dimensiones de lo estipulado en el proyecto, o sustituya una clase de fabricación por otra que tenga asignado mayor precio o ejecute con mayores dimensiones cualquier otra parte de las obras, o en general, introduzca en ellas cualquier modificación que sea beneficiosa a juicio del Ingeniero Director de obras, no tendrá derecho sin embargo, sino a lo que le correspondería si hubiera realizado la obra con estricta sujeción a lo proyectado y contratado.

12. Las cantidades calculadas para obras accesorias, aunque figuren por partida alzada en el presupuesto final (general), no serán abonadas sino a los precios de la contrata, según las condiciones de la misma y los proyectos particulares que para ellas se formen, o en su defecto, por lo que resulte de su medición final.

13. El contratista queda obligado a abonar al Ingeniero autor del proyecto y director de obras así como a los Ingenieros Técnicos, el importe de sus respectivos honorarios facultativos por formación del proyecto, dirección técnica y administración en su caso, con arreglo a las tarifas y honorarios vigentes.

14. Concluida la ejecución de la obra, será reconocida por el Ingeniero Director que a tal efecto designe la empresa.

15. La garantía definitiva será del 4% del presupuesto y la provisional del 2%.

16. La forma de pago será por certificaciones mensuales de la obra ejecutada, de acuerdo con los precios del presupuesto, deducida la baja si la hubiera.

17. La fecha de comienzo de las obras será a partir de los 15 días naturales del replanteo oficial de las mismas y la definitiva, al año de haber ejecutado la provisional, procediéndose si no existe reclamación alguna, a la reclamación de la fianza.

18. Si el contratista al efectuar el replanteo, observase algún error en el proyecto, deberá comunicarlo en el plazo de quince días al Ingeniero Director de obras, pues transcurrido ese plazo será responsable de la exactitud del proyecto.

19. El contratista está obligado a designar una persona responsable que se entenderá con el Ingeniero Director de obras, o con el delegado que éste designe, para todo relacionado con ella. Al ser el Ingeniero Director de obras el que interpreta el proyecto, el contratista deberá consultarle cualquier duda que surja en su realización.

20. Durante la realización de la obra, se girarán visitas de inspección por personal facultativo de la empresa cliente, para hacer las comprobaciones que se crean oportunas. Es obligación del contratista, la conservación de la obra ya ejecutada hasta la recepción de la misma, por lo que el deterioro parcial o total de ella, aunque sea por agentes atmosféricos u otras causas, deberá ser reparado o reconstruido por su cuenta.

21. El contratista, deberá realizar la obra en el plazo mencionado a partir de la fecha del contrato, incurriendo en multa, por retraso de la ejecución siempre que éste no sea debido a causas de fuerza mayor. A la terminación de la obra, se hará una recepción provisional previo reconocimiento y examen por la dirección técnica, el depositario de efectos, el interventor y el jefe de servicio o un representante, estampando su conformidad el contratista.

22. Hecha la recepción provisional, se certificará al contratista el resto de la obra, reservándose la administración el importe de los gastos de conservación de la misma hasta su recepción definitiva y la fianza durante el tiempo señalado como plazo de garantía. La recepción definitiva se hará en las mismas condiciones que la provisional, extendiéndose el acta correspondiente. El Director Técnico propondrá a la Junta Económica la devolución de la fianza al contratista de acuerdo con las condiciones económicas legales establecidas.

23. Las tarifas para la determinación de honorarios, reguladas por orden de la Presidencia del Gobierno el 19 de Octubre de 1961, se aplicarán sobre el denominado en la actualidad "Presupuesto de Ejecución de Contrata" y anteriormente llamado "Presupuesto de Ejecución Material" que hoy designa otro concepto.

### **Condiciones particulares**

La empresa consultora, que ha desarrollado el presente proyecto, lo entregará a la empresa cliente bajo las condiciones generales ya formuladas, debiendo añadirse las siguientes condiciones particulares:

1. La propiedad intelectual de los procesos descritos y analizados en el presente trabajo, pertenece por entero a la empresa consultora representada por el Ingeniero Director del Proyecto.

2. La empresa consultora se reserva el derecho a la utilización total o parcial de los resultados de la investigación realizada para desarrollar el siguiente proyecto, bien para su publicación o bien para su uso en trabajos o proyectos posteriores, para la misma empresa cliente o para otra.

3. Cualquier tipo de reproducción aparte de las reseñadas en las condiciones generales, bien sea para uso particular de la empresa cliente, o para cualquier otra aplicación, contará con autorización expresa y por escrito del Ingeniero Director del Proyecto, que actuará en representación de la empresa consultora.

4. En la autorización se ha de hacer constar la aplicación a que se destinan sus reproducciones así como su cantidad.

5. En todas las reproducciones se indicará su procedencia, explicitando el nombre del proyecto, nombre del Ingeniero Director y de la empresa consultora.

6. Si el proyecto pasa la etapa de desarrollo, cualquier modificación que se realice sobre él, deberá ser notificada al Ingeniero Director del Proyecto y a criterio de éste, la empresa consultora decidirá aceptar o no la modificación propuesta.

7. Si la modificación se acepta, la empresa consultora se hará responsable al mismo nivel que el proyecto inicial del que resulta el añadirla.

8. Si la modificación no es aceptada, por el contrario, la empresa consultora declinará toda responsabilidad que se derive de la aplicación o influencia de la misma.

9. Si la empresa cliente decide desarrollar industrialmente uno o varios productos en los que resulte parcial o totalmente aplicable el estudio de este proyecto, deberá comunicarlo a la empresa consultora.

10. La empresa consultora no se responsabiliza de los efectos laterales que se puedan producir en el momento en que se utilice la herramienta objeto del presente proyecto para la realización de otras aplicaciones.

11. La empresa consultora tendrá prioridad respecto a otras en la elaboración de los proyectos auxiliares que fuese necesario desarrollar para dicha aplicación industrial, siempre que no haga explícita renuncia a este hecho. En este caso, deberá autorizar expresamente los proyectos presentados por otros.

12. El Ingeniero Director del presente proyecto, será el responsable de la dirección de la aplicación industrial siempre que la empresa consultora lo estime oportuno. En caso contrario, la persona designada deberá contar con la autorización del mismo, quien delegará en él las responsabilidades que ostente.