

# LA INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA EN LA BIOINGENIERÍA

Pere Caminal

Dep. ESAIL, Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica (CREB), Universitat Politècnica de Catalunya  
Pau Gargallo 5, 08028 Barcelona. pere.caminal@upc.es

## Resumen

*Se presentan las diferentes disciplinas de la Bioingeniería, o Ingeniería Biomédica, en las que la Ingeniería de Sistemas y Automática realiza importantes aportaciones. Se detallan ejemplos concretos de aplicaciones en cada una de las disciplinas.*

**Palabras Clave:** Ingeniería de sistemas, Automática, Bioingeniería, Ingeniería biomédica.

## 1 INTRODUCCIÓN

Una enumeración de los bloques conceptuales vinculados al área de Ingeniería de Sistemas y Automática, que no ha pretendido ser ni exhaustiva ni ordenada por importancia, se presentó en las Jornadas de Automática de 1988 y es la siguiente:

- Sistemas y señales (Análisis de sistemas, tratamiento de señales, ...)
- Modelado y simulación de sistemas dinámicos
- Teoría y técnicas de control
- Inteligencia artificial en control
- Tecnología de la automatización (Instrumentación, sistemas de medida, ...)
- Control de procesos discretos
- Sistemas informáticos en tiempo real
- Ingeniería de sistemas complejos
- Robótica
- Producción asistida por computador
- Sistemas de percepción (Sistemas de visión, reconocimiento de patrones, ...)
- Electrónica de control
- Métodos informáticos

La Bioingeniería, o Ingeniería Biomédica, es la disciplina que aplica los principios eléctricos, electrónicos, mecánicos, químicos, o cualquier otro principio de la ingeniería, para comprender, modificar o controlar los sistemas biológicos, así como para diseñar y fabricar productos capaces de monitorizar funciones fisiológicas y de asistir en el diagnóstico y el tratamiento de pacientes.

Por tanto, de las diversas disciplinas de la Ingeniería Biomédica, destacan como relacionadas con la Ingeniería de Sistemas y Automática las siguientes, detallando algunos campos de aplicación en cada una de ellas:

- Control de variables fisiológicas en tratamiento terapéutico
- Control de variables hemodinámicas en Unidades de Cuidados Intensivos
- Control del tratamiento anestésico durante cirugía
- Estrategias de control para la dosificación de insulina en la terapia diabética
- Control de neuroprótesis para la prensión y la marcha
- Modelado y simulación de biosistemas
- Análisis del sistema de control respiratorio
- Análisis mediante simulación de la eficiencia de un hemodializador
- Modelado y visualización 3D de estructuras anatómicas
- Modelado tridimensional de arterias coronarias
- Análisis y reconstrucción de implantes dentales mediante modelos 3D
- Simuladores quirúrgicos para planificación y entrenamiento
- Obtención y procesamiento de señales biomédicas
- Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco
- Análisis de complejidad del patrón respiratorio
- Análisis del ronquido para el diagnóstico de pacientes con apnea obstructiva del sueño
- Interfaces cerebro-computador mediante análisis de la señal EEG
- Obtención y procesamiento de imágenes biomédicas
- Nuevos sistemas de adquisición y procesamiento de imágenes médicas
- Monitorización del ritmo respiratorio mediante visión por computador
- Sistema de visión para el guiado automático de cámara en cirugía laparoscópica

- Instrumentación biomédica y equipos terapéuticos
- Sistemas robotizados de ayuda a la cirugía
- Implantes cocleares

## 2 CONTROL DE VARIABLES FISIOLÓGICAS EN TRATAMIENTO TERAPÉUTICO

### 2.1 CONTROL DE VARIABLES HEMODINÁMICAS EN UNIDADES DE CUIDADOS INTENSIVOS

Los pacientes en las Unidades de Cuidados Intensivos y los pacientes durante una intervención quirúrgica requieren una monitorización y control de sus constantes vitales. Los médicos anestesistas e intensivistas deben monitorizar y regular un elevado número de variables fisiológicas, como la presión arterial media (PAM), el gasto cardíaco (GC) o volumen de sangre que impulsa por minuto el corazón, los niveles de oxígeno y anhídrido carbónico, la contractilidad cardíaca, la función renal, etc. Es complicado el diseño de un controlador por el comportamiento no lineal de los sistemas fisiológicos. Además la respuesta a los fármacos varía de un paciente a otro, y para un mismo paciente las respuestas también varían con el tiempo y el estado del paciente.

La investigación sobre el control automático de la presión sanguínea se inició utilizando controladores PID ajustados empíricamente para regular la PAM mediante la infusión de sodium nitropruside (SNP), un fármaco que disminuye la PAM. Posteriormente se emplearon metodologías de control adaptativo para la regulación de la presión sanguínea durante cirugía. Los esfuerzos de investigación se dirigieron luego en el control simultáneo de la PAM y el GC empleando dopamina (DPM), fármaco para elevar la presión arterial, y SNP. Uno de los estudios más avanzados en este sistema doble entrada, doble salida fue realizado con estimación recursiva por mínimos cuadrados de los parámetros del modelo, y presentaba como característica importante su robustez y su capacidad para regular sistemas con retardos variables y desconocidos.

Posteriormente se realizaron controles adaptativos multivariados en experimentación animal, y Held y Roy [11] diseñaron un sistema experto basado en un controlador fuzzy para controlar PAM y GC mediante SNP y DPM. Rao et al. [17] presentan muy buenos resultados con nuevos algoritmos, basados en control predictivo con modelo múltiple, para regular la PAM y el GC, mediante la infusión automática de

fármacos inotrópicos y vasoactivos. Tiene un particular interés para el caso de pacientes con insuficiencia cardíaca.

### 2.2 CONTROL DE TRATAMIENTO ANESTÉSICO DURANTE CIRUGÍA

El tratamiento anestésico adecuado puede definirse como un estado farmacológico reversible en el que la relajación muscular, la analgesia y la hipnosis del paciente están garantizadas. Los anestesistas administran fármacos para lograr tales objetivos y compensar los efectos de la manipulación quirúrgica, mientras mantienen las constantes vitales del paciente. La figura 1 muestra las variables de entrada y de salida a tener en cuenta. Para lograr el estado anestésico adecuado los anestesistas ajustan las dosis de fármacos de las bombas de infusión, así como los parámetros del ventilador mecánico artificial conectado al paciente. Los ajustes los realizan en función de las consignas deseadas para cada variable, y los valores de las variables medidas en los equipos de monitorización. Así, pues, los anestesistas realizan las funciones de un sistema de control realimentado y multivariable.

<i>Variables manipuladas:</i>	Fármaco anestésico Relajantes musculares Parámetros ventilación
<i>Perturbaciones:</i>	Estímulos quirúrgicos Pérdida de sangre
<i>Variables de salida no medibles:</i>	Hipnosis Analgesia Relajación
<i>Variables de salida medibles:</i>	Patrón señal EEG Ritmo cardíaco Conc. anh. carbónico Presión sanguínea

Figura 1: Variables de entrada y salida

Recientemente ha habido avances significativos en el control automático de la presión arterial media (PAM) y del índice bispectral (BIS). El índice BIS resulta una buena medida del nivel hipnótico, y se obtiene a partir del análisis de la señal electroencefalográfica (EEG). En ambos sistemas realimentados utilizan el gas anestésico Isoflurane como variable de entrada y el objetivo es controlar el efecto anestésico. El control de la PAM es sumamente importante durante la cirugía porque por una parte la hipotensión minimiza las pérdidas sanguíneas y aumenta la visibilidad quirúrgica, y el mantenimiento de la PAM en un rango fisiológico aceptable garantiza la adecuada perfusión de los órganos internos. Finalmente, la eliminación de las reacciones de la PAM a los estímulos quirúrgicos mejora la seguridad del paciente.

Para el diseño de ambos controladores se usa un modelo con una parte farmacocinética, en la que se describe la distribución del fármaco en los órganos internos, y una parte de la dinámica farmacológica describiendo los efectos del fármaco sobre las variables fisiológicas de interés [10]. En el sistema de supervisión diseñado caben destacar cuatro elementos importantes: a) Acondicionamiento de las señales de entrada y de salida, b) Presentación y almacenamiento de todos los datos disponibles sobre el estado del proceso, c) Algoritmos correspondientes a los controladores, detección de fallos, y sistemas de ayuda a la toma de decisiones, d) Interfase hombre-máquina adecuada incorporando las diversas señales de alarma.

### **2.3 ESTRATEGIAS DE CONTROL PARA LA DOSIFICACIÓN DE INSULINA EN LA TERAPIA DIABÉTICA**

Casi todos los pacientes diabéticos insulina-dependientes realizan un régimen terapéutico consistente en la inyección subcutánea de insulina tres o cuatro veces al día, y la dosis se ajusta en base a las medidas de concentración de glucosa en sangre realizadas entre tres y siete veces al día. En los últimos años se han propuesto y ensayado diversas estrategias de control realimentado para la dosificación de insulina. Inicialmente se diseñaron controladores basados en la estrategia de asignación de polos. Sin embargo, este procedimiento requiere una estimación repetida de los parámetros del modelo, lo cual resulta difícil en la práctica clínica. Posteriormente diversos autores aplicaron control adaptativo.

Trajanoski et al. [23] han propuesto recientemente un control predictivo no lineal, con un modelo NARX para la predicción de los futuros niveles de glucosa en sangre. Muy recientemente se han realizado progresos significativos en la definición de herramientas de soporte a la toma de decisiones para optimizar la terapia, así como el diseño y desarrollo de sistemas para el tratamiento de pacientes, basados en las tecnologías de la información y las comunicaciones.

El tratamiento telemático de la diabetes en pacientes insulina-dependientes está basado en un sistema cuya arquitectura consta de dos unidades. La unidad del paciente (UP) y la unidad del médico (UM). Mientras que la UP está dedicada a la adquisición de datos del sistema de monitorización ambulatoria y en suministrar sugerencias de tratamiento día a día, la UM permite al médico consultar los datos del paciente y revisar la terapia. Ambas unidades

intercambian datos e información a través de Internet [3].

### **2.4 CONTROL DE NEUROPRÓTESIS PARA LA PRENSIÓN Y LA MARCHA**

Las neuroprótesis prensiles son sistemas de estimulación eléctrica funcional diseñados para recuperar o mejorar funciones en pacientes tetraplégicos. Una neuroprótesis genera un tren de impulsos eléctricos que aplicados sobre un músculo provocan su contracción [2]. Las variables de entrada de la neuroprótesis son las señales detectadas a través de un conjunto de sensores, tales como electrodos electromiográficos, sensores de fuerza y goniómetros. Se procesan las señales y se suministran al controlador del estimulador. El controlador, a través de la etapa de salida del estimulador, genera una secuencia de estimulación que se suministra al paciente por los electrodos de estimulación superficial. Mediante la estimulación adecuada de los músculos o grupo de músculos seleccionado, la neuroprótesis puede permitir al paciente la movilización de una extremidad paralizada.

El Swiss Federal Institute of Technology ha desarrollado sistemas de estimulación eléctrica funcional portátiles con ocho canales de entrada y cuatro canales de salida con regulación de la frecuencia de los pulsos (20 – 50 Hz), amplitud de los pulsos (0 – 100 mA) y duración de los pulsos (0 – 0,5 ms) [15]. El asimiento palmar se utiliza para tomar objetos de mayor tamaño y más pesados, tales como latas, botellas y máquina de afeitarse. El asimiento lateral se utiliza para tomar objetos más finos y de menor tamaño como llaves, hojas de papel y CDs.

Las neuroprótesis para andar están diseñadas para mejorar o recuperar la función andante en pacientes que tienen buen control de una pierna pero deficiente o nulo en la otra. Estos sujetos son usuarios de sillas de ruedas que no pueden flexionar o extender la articulación del tobillo y tienen reducido control sobre la cadera y la rodilla. Sin embargo, para beneficiarse de las neuroprótesis deben tener un buen sentido del equilibrio y deben ser capaces de mantenerse de pie usando una estructura soporte como un andador.

### **3 MODELADO Y SIMULACIÓN DE BIOSISTEMAS**

### 3.1 ANÁLISIS DEL SISTEMA DE CONTROL RESPIRATORIO

Con el fin de diseñar los ventiladores mecánicos artificiales así como para el ajuste más adecuado de los parámetros durante su funcionamiento, en quirófanos y en unidades de cuidados intensivos, resulta de enorme interés conocer los mecanismos de control del sistema respiratorio.

Se han propuesto varios modelos empíricos y funcionales que intentan describir diversos aspectos del sistema respiratorio. Cada aproximación realizada en el modelo implica una ley separada para el regulador multitarea: proporcional, optimización de diferentes funciones de coste, etc. No obstante, dichas leyes de control deben estar relacionadas entre sí debido a que forman parte de la misma red neuronal, que en toda su extensión es el controlador respiratorio.

Recientemente se ha realizado una comparación entre distintos modelos, con el propósito de analizar sus respuestas en régimen permanente ante estímulos de ejercicio, hipercapnia e hipoxia [13]. También se han estudiado enfermedades pulmonares, como las patologías obstructiva y restrictiva, mediante la modificación de parámetros mecánicos como la resistencia de la vía aérea y la elastancia del tejido pulmonar.

El modelo que en general ha presentado mejores resultados al ser validado con datos fisiológicos ha sido el descrito en [14] (Figura 2). Presenta realimentación química y neuromecánica. La ventilación espirada es el resultado de la optimización basada en minimizar el coste químico y el trabajo mecánico de la ventilación para mantener la homeostasis sanguínea. Incluye una descripción explícita de la conducción neuronal durante el ciclo respiratorio y, además, algunas variables importantes tales como la frecuencia respiratoria y el volumen circulante. No sólo se tiene en cuenta el ritmo respiratorio, sino que los intervalos de inspiración y espiración, muy importantes para los médicos, son también variables del modelo.

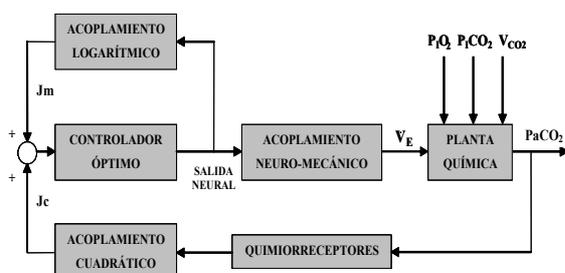


Figura 2: Diagrama de bloques del sistema de control respiratorio propuesto en [14]

### 3.2 ANÁLISIS MEDIANTE SIMULACIÓN DE LA EFICIENCIA DE UN HEMODIALIZADOR

El aclaramiento de urea normalizado es el índice más utilizado actualmente para medir la dosis de diálisis aplicada a un paciente con insuficiencia crónica renal terminal. La subdosificación de la diálisis ha demostrado tener una fuerte y clara relación con el deterioro de la salud a largo plazo. Por ello diferentes estudios han intentado definir los pacientes con más riesgo de recibir una dosis inadecuadamente baja de diálisis y los procedimientos para subsanar esta deficiencia.

Un enfoque consiste en el empleo de configuraciones serie o paralelo de dializadores. Estudios experimentales realizados recientemente sobre sistemas de dializadores en serie y paralelo, como los mostrados en la Figura 3, han demostrado la capacidad de conseguir incrementos de la dosis para pacientes de peso elevado [21]. Sin embargo, este procedimiento está limitado por el incremento en el coste de la diálisis asociado a los altos valores de flujos de dializante necesarios.

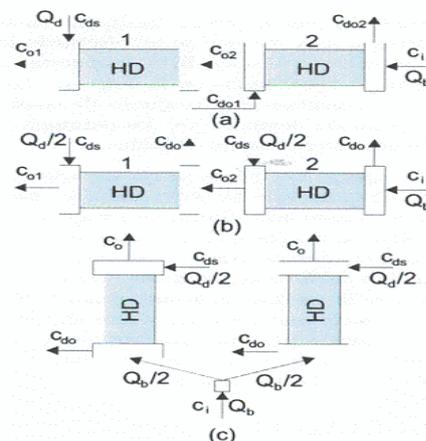


Figura 3: Diagrama de (a) sistema de diálisis en serie con dializante serie, (b) sistema de diálisis en serie con circuito de dializante independiente, (c) sistema de diálisis en paralelo

Otro enfoque consiste en una nueva técnica de optimización de la eficiencia de un hemodializador, basada en la recirculación no regenerada del fluido de diálisis. Previo a la aplicación real en pacientes de la nueva técnica se realiza un estudio comparativo entre las distintas técnicas mediante simulación con computador. En primer lugar se analizan las condiciones de aplicabilidad de la técnica para pasar luego a la simulación de los correspondientes modelos de parámetros concentrados [16].

Los resultados obtenidos sugieren que el sistema presentado es capaz de mejorar de forma efectiva la eficiencia del hemodializador. La técnica propuesta puede ser utilizada junto con otros sistemas de mejora de la eficiencia, orientados a solutos de diferente peso molecular. En particular, se sugiere que es posible mejorar el comportamiento de la técnica empleada habitualmente. Para optimizar la eficiencia de toxinas urémicas de peso molecular medio.

## 4 MODELADO Y VISUALIZACIÓN 3D DE ESTRUCTURAS ANATÓMICAS

### 4.1 MODELADO TRIDIMENSIONAL DE ARTERIAS CORONARIAS

El avance del campo de la reconstrucción tridimensional y de la visualización volumétrica de los datos, así como de las técnicas relacionadas con la biomecánica computacional, como es la generación de mallas para la simulación de fenómenos físicos, son de gran importancia en las tareas de diagnóstico, monitorización terapéutica o planificación quirúrgica.

En el caso del modelado geométrico 3D de las capas adventicia, media e íntima de la pared arterial coronaria y de la luz del vaso (figura 4), se construye a partir de datos médicos proporcionados por las técnicas instrumentales de ultrasonido intravascular en combinación con imágenes angiográficas [18].

Se simula el flujo de la sangre en el modelo anatómico y se obtiene localmente los siguientes factores biofísicos: la tensión de cizalla en la superficie interior del vaso y la tensión del vaso. Para ello es fundamental caracterizar físicamente el comportamiento como fluido de la sangre y el comportamiento del vaso como material elástico.

Permite interactuar con el sistema de manera cómoda, rápida y sencilla. Para ello se automatizan procesos y se utilizan técnicas interactivas y periféricos típicos de entornos virtuales de manera que el ojo sea en todo momento la herramienta de análisis de cualquier tipo de resultados ofrecidos por el sistema en cada una de sus fases.

Resulta de una gran importancia para relacionar la tensión de cizalla de la pared arterial con el desarrollo de aterosclerosis.

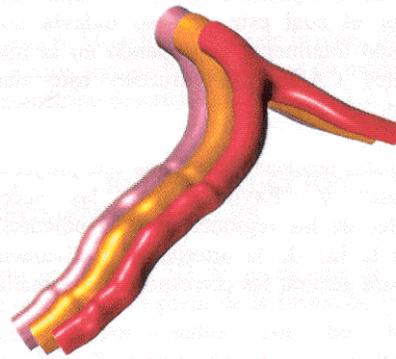


Figura 4: Modelo sintético de las superficies de la bifurcación coronaria principal izquierda con una reconstrucción 3D de un segmento real del árbol coronario izquierdo

### 4.2 ANÁLISIS Y RECONSTRUCCIÓN DE IMPLANTES DENTALES MEDIANTE MODELOS 3D

En la especialidad médica de estomatología es frecuente el tratamiento ortodóncico de los pacientes con problemas dentales. Para un adecuado diagnóstico y tratamiento es necesario disponer de una información exacta y completa de la disposición y forma de las piezas dentales del paciente, así como un software adecuado para la correcta manipulación de dicha información. En el trabajo realizado por R. Torres et al [22] se presenta un sistema de escáner para piezas dentales que, junto con un software apropiado permite al ortodontista disponer digitalmente de toda la información necesaria para un diagnóstico tridimensional rápido y preciso (figura 5).

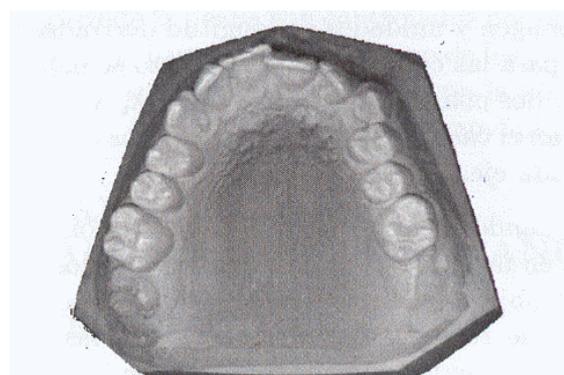


Figura 5: Ejemplo de visualización bidimensional de implantes dentales

A partir de la imagen de los modelos de escayola obtenida con un escáner 3D, el módulo de planificación calcula automáticamente distintos parámetros de diagnóstico tales como el índice de Bolton y las discrepancias oseodentarias.

El procedimiento de escaneo se realiza mediante la toma de secciones expresadas como curvas de nivel de altura, de la zona expuesta bajo el sensor, permitiendo desplazar a voluntad el elemento a escanear, consiguiendo así sucesivas secciones de dicho elemento. Además, y debido a la peculiar forma de los objetos a escanear (moldes dentales) es necesario que la plataforma sobre la que se ubica el elemento a escanear tenga, además del movimiento de traslación en sentido perpendicular al plano del láser, dos giros alrededor de los ejes contenidos en el plano del movimiento.

Una vez obtenidas las coordenadas en el espacio objeto de los puntos capturados, los datos son exportados para su posterior utilización como entrada al paquete *Orthometric*, de la empresa Navimetric, que genera vistas bidimensionales y tridimensionales agregando esta información del paciente a su base de datos.

#### 4.3 SIMULADORES QUIRÚRGICOS PARA PLANIFICACIÓN Y ENTRENAMIENTO

Las constantes mejoras en la potencia de cálculo de los ordenadores ha abierto el camino a los simuladores quirúrgicos que mediante realidad virtual incorporan gráficos de gran realismo y en algunos casos el sentido del tacto (Figura 6). Los simuladores comerciales permiten realizar tareas como abrir paso a endoscopios flexibles en la garganta de un paciente, o manipular los instrumentos quirúrgicos usados en laparoscopia. Empresas y universidades están desarrollando sistemas que permitan simular procedimientos más complejos, como suturar tejido o insertar un catéter en una vena [20].

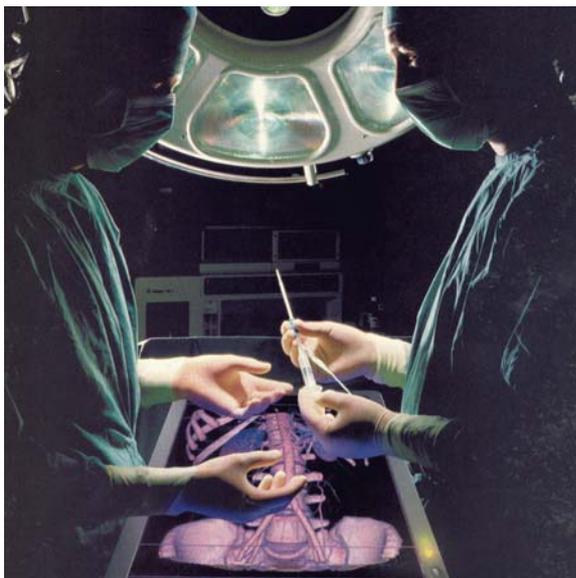


Figura 6: Simulador quirúrgico

Un entrenador quirúrgico estándar consiste en una pantalla estereoscópica, un PC y una interfase para interactuar con la simulación. Dependiendo de las necesidades de simulación las imágenes anatómicas provienen de imágenes obtenidas por resonancia magnética, registros de video, o de un modelo en computador del cuerpo humano. También los modelos deben incorporar la forma en que se comportan los diversos tejidos cuando son cortados, empujados o perforados. También cabe destacar las vistas tridimensionales virtuales de gran utilidad para los cirujanos que están preparando realizar un procedimiento complicado o nuevos procedimientos.

Los médicos conceden una gran importancia al sentido del tacto, tanto en procedimientos diagnósticos rutinarios como en complejos procedimientos quirúrgicos. Por tanto *haptics*, o la capacidad de simular el sentido del tacto, resulta de enorme interés para que los simuladores de realidad virtual tengan mayor realismo. Resulta de enorme dificultad simular la interacción entre dos objetos virtuales, como por ejemplo el instrumento quirúrgico y el órgano que se desea intervenir.

## 5 OBTENCIÓN Y PROCESADO DE SEÑALES BIOMÉDICAS

### 5.1 ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD DEL RITMO CARDÍACO

Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de mortalidad en el mundo industrializado. Los esfuerzos para mejorar el diagnóstico y la terapia son muy elevados. Una técnica no invasiva es el análisis de la variabilidad del ritmo cardiaco (VRC) de registros electrocardiográficos (ECG) de 24 horas.

La señal VRC se obtiene a partir del procesado de las señales ECG, como medida de las distancias temporales entre latidos cardiacos consecutivos. Se debe efectuar un filtrado adaptativo para eliminar los artefactos debidos a ruido de origen muscular y artefactos debidos a movimientos de los electrodos sobre la piel. Por último se procede a filtrar las señales en las tres bandas que caracterizan la VRC: frecuencias altas (HF) relacionadas con el sistema nervioso vago, frecuencias bajas (LF) moduladas conjuntamente por los sistemas simpático y vago, y las frecuencias muy bajas (VLF).

Para identificar de forma no invasiva los pacientes con cardiomiopatía dilatada que tengan un riesgo elevado de muerte súbita se analiza la VRC mediante

las entropías de Shannon y Renyi, que permiten cuantificar el grado de desorden en la señal VRC. Este estudio pone de manifiesto que las entropías en la banda LF presentan un valor significativamente mayor en pacientes que posteriormente padecieron taquicardia ventricular maligna. Ello permite ayudar a la identificación de pacientes con alto riesgo y con ello aplicar el tratamiento farmacológico adecuado.

Para detectar de forma no invasiva la presencia, extensión y severidad de la isquemia miocárdica se utilizan las técnicas de representación tiempo-frecuencia [7]. Para cada frecuencia se calcula la distribución de Choi-Williams (figura 7) de la señal VRC. Posteriormente, para cada banda frecuencial se calculan las funciones energía, frecuencia instantánea y retardo de grupo. Los resultados obtenidos muestran que la energía en la banda LF es un indicador de isquemia, y que ésta se manifiesta aproximadamente a partir de los dos minutos siguientes a la oclusión coronaria.

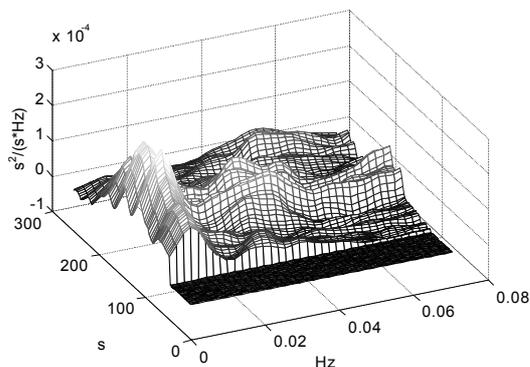


Figura 7: Representación tiempo-frecuencia de la señal variabilidad del ritmo cardíaco.

## 5.2 ANÁLISIS DE COMPLEJIDAD DEL PATRÓN RESPIRATORIO

La determinación del momento más adecuado para proceder a la desintubación de los pacientes sometidos a ventilación mecánica artificial no dispone todavía de un protocolo suficientemente fiable. La desintubación precoz o tardía tiene consecuencias negativas para el paciente. Dada la hipótesis de que el sistema de control respiratorio está preparado para funcionar de forma autónoma cuando el patrón respiratorio ha alcanzado una mayor complejidad, resulta de enorme interés la determinación automática de este grado de complejidad. Se están analizando nuevos índices a partir de la predicción no lineal de la señal de volumen respiratorio y a partir del análisis de complejidad mediante el método de la dinámica simbólica [5].

En los métodos de predicción no lineal (figura 8) se han considerado diferentes formas para definir el determinismo y la incidencia de diferentes horizontes de predicción también ha sido considerada. El análisis del error de predicción como función de la dimensión de inmersión ha sido usado como nuevo índice para discriminar diferentes niveles de variabilidad del patrón respiratorio. Diferencias muy significativas han sido obtenidas al comparar el error medio de predicción, así como la dimensión de inmersión necesaria para modelar la dinámica del sistema con un bajo error de predicción.

Asimismo se han analizado las series temporales: Tiempo de inspiración, tiempo de espiración, periodo del ciclo respiratorio y volumen circulante, mediante el estudio de la dinámica simbólica asociada. Los valores numéricos de las series temporales se convierten en un alfabeto de símbolos, y a partir de la serie temporal de símbolos se construyen palabras. Se evalúa la probabilidad de aparición de cada una de las posibles palabras, así como el número de palabras cuya probabilidad de aparición está por encima de un umbral, y el número de palabras prohibidas, definido como el número de palabras con una probabilidad de aparición muy reducida. Se han obtenido nuevos índices que permiten discriminar las series de volumen de alta y baja complejidad.

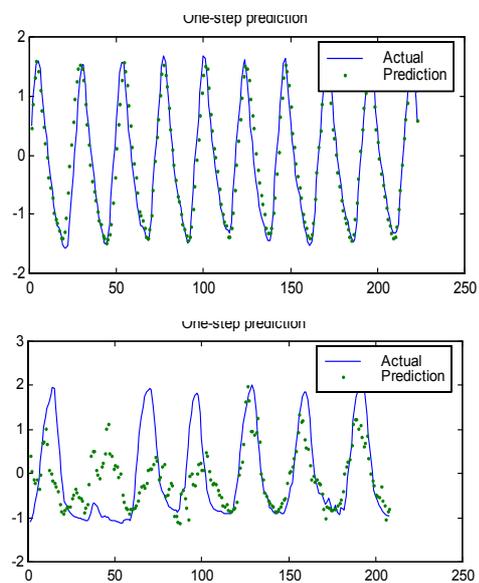


Figura 8: Volumen respiratorio (mediciones y predicción) de un paciente con baja (a) y alta (b) complejidad

## 5.3 ANÁLISIS DEL RONQUIDO PARA EL DIAGNÓSTICO DE PACIENTES CON APNEA OBSTRUCTIVA DEL SUEÑO

Diversos estudios han demostrado que existe una relación entre el ronquido y el síndrome de apnea obstructiva del sueño (SAOS). El ronquido está presente en un porcentaje importante de la población general. Se ha podido constatar que los pacientes con SAOS han sido roncadores durante 10 o 20 años antes de evolucionar hacia esta enfermedad.

Es conocido que la señal de ronquido (figura 9) se produce por la vibración de algún punto de la vía aérea superior. Habitualmente se genera un tren de pulsos de presión repetitivos que luego es filtrado por las propiedades anatómicas de la vía y los tejidos colindantes, hasta llegar al punto de adquisición en la zona cricofaríngea.

Se ha podido constatar que la envolvente espectral de los ronquidos sucesivos de un paciente es bastante estable. Los formantes de la envolvente se encuentran en unas bandas frecuenciales comunes a todos los pacientes, con independencia de la severidad del SAOS y del tipo de ronquido analizado. Estos resultados probablemente indican que el mecanismo de producción del ronquido es el mismo para todos los sujetos roncadores.

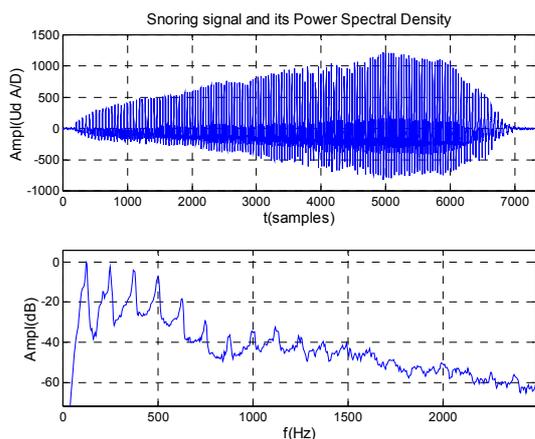


Figura 9: Ejemplo de señal de ronquido donde se aprecia que la densidad espectral de potencia tiene estructura armónica

La variabilidad de la frecuencia y amplitud de algunos formantes es significativamente menor en roncadores sanos que en pacientes con SAOS, incluso cuando en este grupo se analizan únicamente los ronquidos normales (no post-apneicos) [19]. Este aumento de variabilidad puede ser debido a una menor estabilidad de la vía aérea superior en pacientes con SAOS, relacionada con la tendencia de la vía al colapso.

Los resultados obtenidos, analizando para cada paciente ronquidos de todos los tipos, abren la puerta a poder estudiar a los pacientes roncadores de forma

automática sin que el especialista tenga que seleccionar y anotar unos ronquidos muy especiales.

#### 5.4 INTERFASES CEREBRO-COMPUTADOR MEDIANTE ANÁLISIS DE LA SEÑAL EEG

El desarrollo de nuevas interfaces con el computador ha sido un creciente campo de investigación en los últimos años. Las interfaces directas cerebro-computador añaden una nueva dimensión a este campo. Se han obtenido interesantes resultados hasta el momento, motivado por la esperanza de crear nuevos canales de comunicación para personas con severas limitaciones motoras [8].

Existen distintos métodos no invasivos para monitorizar funciones cerebrales: señal electroencefalográfica (EEG), magnetoencefalografía, tomografía por emisión de positrones, imágenes por resonancia magnética funcional, etc. De ellos sólo la señal EEG se registra y procesa con equipos de bajo coste, y por tanto ofrece la posibilidad de un canal de comunicación no invasivo. La figura 10 muestra un ejemplo de un sistema de adquisición de señales EEG para aplicaciones de interfaces cerebro-computador.

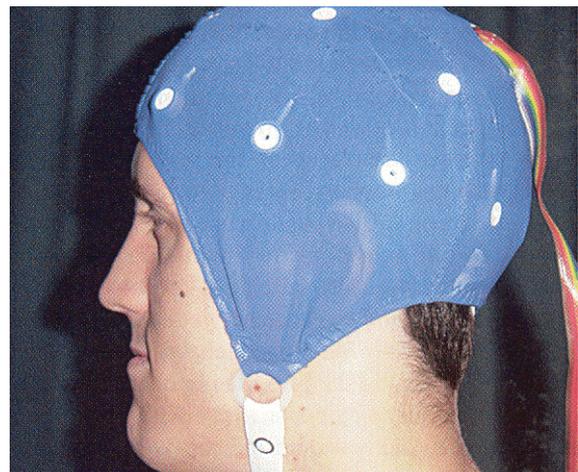


Figura 10: Sistema de adquisición de señales EEG para aplicaciones de interfaces cerebro-computador

Posteriormente a la adquisición se realiza generalmente una etapa de preprocesado de la señal EEG, debido a los elevados niveles de ruido y de interferencias presentes en la señal. A continuación se extraen características relativas a componentes específicas de la señal EEG. Finalmente se aplica una transformación de los vectores de características a un sistema de actuadores. En general los actuadores consisten en la selección de una letra específica, dado un conjunto reducido de letras del alfabeto, o al desplazamiento de un cursor (arriba, abajo, derecha, izquierda) en una pantalla de computador.

Con el fin de obtener una comunicación efectiva se debe establecer una conversión de las características de la señal EEG al actuador. En la mayoría de interfases cerebro-computador se realiza en unas sesiones de entrenamiento. Durante estas sesiones el individuo debe realizar algunas tareas mentales (generalmente de un conjunto de 2 a 5) y se extraen las características al EEG correspondientes a las tareas. Después de un número suficiente de ensayos el algoritmo de clasificación ha aprendido la conversión de las características al actuador.

## 6 OBTENCIÓN Y PROCESADO DE IMÁGENES BIOMÉDICAS

### 6.1 NUEVOS SISTEMAS DE ADQUISICIÓN Y PROCESADO DE IMÁGENES MÉDICAS

Entre las modalidades emergentes de nuevas técnicas de adquisición de imágenes médicas destacan: Electro/magnetoencefalografía (E/MEG), tomografía por impedancia eléctrica (TIE), imágenes de esfuerzo cardíaco (EC) y tomografía por óptica difusa (TOD) [4] (figura 11).

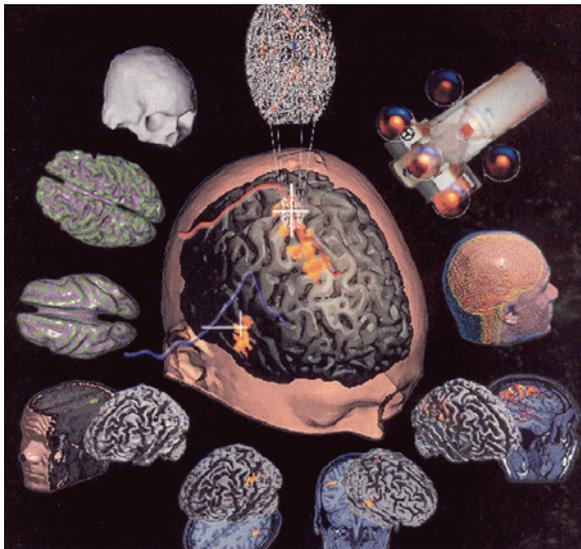


Figura 11: Modalidades emergentes de imágenes médicas

La E/MEG obtiene imágenes de las funciones cerebrales mediante la medida con una fila de sensores de los campos eléctricos y magnéticos emitidos por las fuentes neuronales. La TIE obtiene imágenes de la distribución interior de la impedancia eléctrica de varias regiones del cuerpo mediante la inyección de corriente y la medida de la consiguiente tensión eléctrica en la serie de electrodos. Las imágenes de EC emplea imágenes de resonancia magnética (RM) para determinar el movimiento mecánico y el esfuerzo del músculo cardíaco. La

TOD muestra la distribución interior de la absorción óptica iluminando los tejidos corporales y mediante la luz que emerge con una fila de detectores.

Cada una de estas modalidades presenta unas características distintas. La E/MEG presenta imágenes de fuentes internas, mientras que las otras modalidades aplican energía para obtener las imágenes. E/MEG y TIE están vinculadas esencialmente a fenómenos de baja frecuencia, mientras que RM y TOD emplean energía de alta frecuencia. E/MEG es una técnica de imágenes funcional explícita, pues muestra imágenes de la actividad neuronal. La RM es explícitamente anatómica, en el sentido que mide la evolución temporal de las propiedades mecánicas del músculo cardíaco, si bien estas propiedades están relacionadas con la función cardíaca. TIE y TOD se encuentran de alguna forma en el punto medio, pues muestran la localización física de los tejidos con distintas propiedades eléctricas y ópticas, respectivamente. Estas propiedades son de gran interés porque reflejan información funcional como la presencia de aire o sangre en el pulmón (TIE), o el grado de saturación de oxígeno por los diversos niveles de absorción de la hemoglobina (TOD). Ambas modalidades se aplican para obtener imágenes funcionales de la actividad cerebral, como complemento a las obtenidas por E/MEG.

### 6.2 MONITORIZACIÓN DEL RITMO RESPIRATORIO MEDIANTE VISIÓN POR COMPUTADOR

Los sistemas de monitorización del ritmo respiratorio están demostrando ser de gran ayuda para diagnosticar las deficiencias respiratorias del paciente, así como para decidir la terapia adecuada.

Se ha desarrollado un nuevo tipo de sistema de monitorización remota basado en la utilización de cámaras de video conectadas a un computador dotado de un equipo de adquisición de imágenes [9].

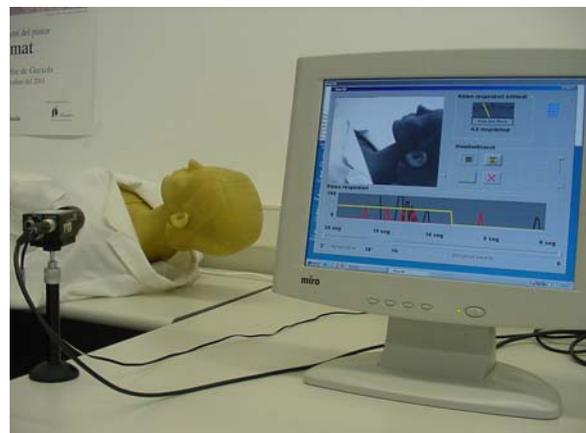


Figura 12: Monitorización del ritmo respiratorio

mediante procesado de imágenes

La visión por computador constituye un sistema intrínsecamente seguro de medición que no implica ninguna interferencia en la actividad del paciente. Al ser un sistema de procesado de imágenes es posible utilizar múltiples cámaras para adquirir las imágenes de diversos pacientes y monitorizarlos simultáneamente utilizando un único equipo central. Así pues el equipo puede ser de gran utilidad tanto en la monitorización individual en el domicilio del paciente detectando apneas o alarmas de muerte súbita en recién nacidos, como en su versión de captación múltiple, útil para unidades de vigilancia intensiva, áreas neonatales, centros de estudio de los desórdenes del sueño, etc., donde se puede centralizar la monitorización y supervisión de múltiples pacientes.

La estructura del sistema empieza con la adquisición de las imágenes de los pacientes, de las cuales se realiza la detección del movimiento analizando una secuencia de varias imágenes (figura 12). Posteriormente se calcula la cantidad de movimiento y finalmente se estima la frecuencia respiratoria. La cantidad de movimiento es la base del sistema desarrollado y la base para futuros sistemas de ayuda al diagnóstico de patologías asociadas a desórdenes respiratorios.

### **6.3 SISTEMA DE VISIÓN PARA EL GUIADO AUTOMÁTICO DE CÁMARA EN CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA**

La cirugía laparoscópica requiere introducir en el abdomen del paciente diferentes instrumentos quirúrgicos, así como la microóptica de la cámara vigía que proporciona al cirujano la visualización de la zona de operación. Para realizar una operación de forma cómoda y segura es imperativo el correcto centrado de la cámara hacia la zona de interés. Actualmente, el movimiento de la cámara para seguir y visualizar continuamente la zona de interés la realiza un ayudante que debe estar fuertemente compenetrado con el cirujano, o incluso por él mismo con el consiguiente problema de controlar la cámara simultáneamente a la realización del propio acto quirúrgico.

Se ha desarrollado un sistema que tiene por objetivo aliviar al cirujano del continuo control de la cámara mediante la automatización del guiado de la cámara basado en el procesado de la propia imagen visualizada [6]. Esta automatización requiere el uso de un brazo robot, controlado a partir de un sistema de visión que efectúa el seguimiento de los instrumentos o de los propios órganos del paciente,

según interese al cirujano, en cada fase de la intervención.

El sistema consiste básicamente en un robot que mueve el soporte de la cámara y el sistema de visión par efectuar el guiado inteligente. Los movimientos de la cámara son controlados por el sistema de procesado de imágenes según el modo de operación previamente seleccionado por el cirujano. La eficiencia del sistema de guiado se puede asegurar seleccionando la estrategia de seguimiento y control de acuerdo con el tipo de escena y la fase del proceso operatorio.

Para poder guiar adecuadamente la cámara de forma que se visualice continuamente la zona de interés, durante una intervención quirúrgica, es preciso disponer de un sistema con al menos cuatro grados de libertad. Estos grados de libertad permiten posicionar en un espacio 3D el extremo de la sonda óptica en el interior del paciente, así como el movimiento de rotación sobre el propio eje de la sonda.

## **7 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA Y EQUIPOS TERAPÉUTICOS**

### **7.1 SISTEMAS ROBOTIZADOS DE AYUDA A LA CIRUGÍA**

En los últimos años se han diseñado nuevos sistemas robotizados de ayuda a las cirugías. Se ha comprobado que la incorporación de la robótica mejora la precisión quirúrgica y reduce la duración de las operaciones. El aumento de la precisión también significa una menor lesión en los tejidos circundantes a la zona de intervención quirúrgica. La robótica también permite el control remoto de los instrumentos por expertos cirujanos mediante telecirugía. El objetivo de la robótica no es sustituir a los cirujanos, sino dotarlos de herramientas para alcanzar mayores niveles de precisión y control.

Importantes avances se han logrado al combinar la superior precisión que permite esta tecnología, con la capacidad de localización exacta que permiten las imágenes médicas de tomografía computerizada y la resonancia magnética. Esta disciplina abre el futuro a nuevos procedimientos para intervenciones quirúrgicas en estructuras cerebrales profundas [1]. La precisión milimétrica permitirá abordar objetivos actualmente no tratados quirúrgicamente por el elevado riesgo de lesionar estructuras vitales en zonas adyacentes.

Los sistemas de telecirugía permiten al cirujano, situado en una posición remota, asistir al cirujano que se encuentra en el quirófano (figura 13). El sistema

permite la anotación gráfica remota sobre la imagen endoscópica obtenida en el quirófano, con una doble comunicación audiovisual, así como monitorizar el estado de los diversos instrumentos médicos. Resulta de enorme interés en docencia de los futuros cirujanos y en el entrenamiento de nuevos procedimientos quirúrgicos.

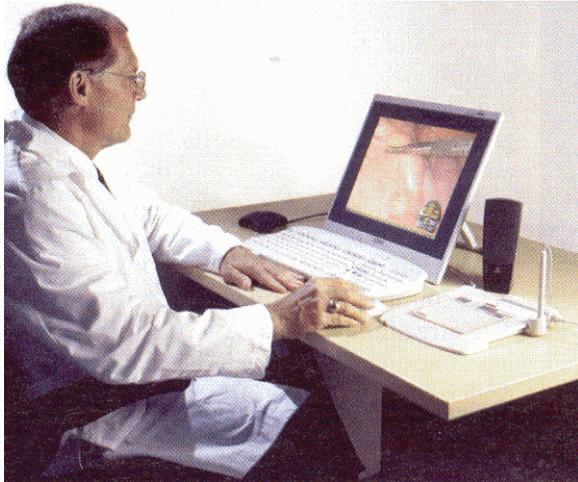


Figura 13. Sistema de telecirugía

## 7.2 IMPLANTES COCLEARES

Los implantes cocleares son unos dispositivos protésicos que implantados en el oído interno permiten recuperar parcialmente la audición a pacientes con sordera profunda. Todos los implantes cocleares tienen las siguientes características [12]: un micrófono que captura la señal de sonido, un procesador de señal que convierte el sonido en señales eléctricas adecuadas, un sistema transmisor que transmite la señal eléctrica a los electrodos implantados, y una serie de electrodos implantados en la cóclea.

En los implantes multicanal una serie de electrodos se inserta en la cóclea con el fin que diferentes fibras nerviosas auditivas puedan ser estimuladas en distintas posiciones, utilizando el propio mecanismo posicional para la codificación frecuencial. Se estimulan distintos electrodos dependiendo de la frecuencia de la señal. Los electrodos próximos a la base de la cóclea se estimulan con señales de alta frecuencia, mientras que los electrodos próximos al ápex se estimulan con señales de baja frecuencia. El procesador de señal es el responsable de descomponer la señal de entrada en las diferentes bandas frecuenciales y entregar las señales filtradas a los electrodos adecuados, a semejanza de cómo lo hace la cóclea sana. El implante coclear se basa en la hipótesis de que hay suficientes fibras nerviosas auditivas para ser estimuladas en la proximidad de

los electrodos. Una vez las fibras nerviosas han sido estimuladas generan los potenciales de acción y los impulsos nerviosos se propagan hasta el cerebro. El cerebro interpreta estos impulsos como sonidos. La calidad del sonido percibido puede depender del número de fibras activadas y de la frecuencia de los impulsos nerviosos en las fibras. Dado que la frecuencia fundamental está asociada a la posición de la cóclea estimulada, el implante puede efectivamente transmitir información al cerebro sobre la intensidad sonora, en función de la frecuencia de los impulsos nerviosos, y sobre las componentes frecuenciales del sonido en función de la posición de la cóclea que está siendo estimulada.

## 8. CONCLUSIONES

Los diversos bloques conceptuales vinculados al área de Ingeniería de Sistemas y Automática realizan importantes aportaciones en el campo de la Ingeniería Biomédica, destacando los siguientes campos: Control de variables fisiológicas en tratamiento terapéutico, modelado y simulación de biosistemas, modelado y visualización 3D de estructuras anatómicas, obtención y procesado de señales e imágenes biomédicas, instrumentación biomédica y equipos terapéuticos.

### Agradecimientos

Se agradece a los grupos de investigación dirigidos por J. Amat, A. Casals, R. Jané, M.A. Mañanas, L. Roa, F. Serón, R. Torres y M. Vallverdú por haber facilitado material para la elaboración de este trabajo.

### Referencias

- [1] Armstrong H. (2003) "Advances in surgical robotics", *International Health Equipment*, v. 6, n. 4.
- [2] Baker L., Mc Neal D., Benton L., Bowman B., Waters R. (2000) "Neuromuscular Electrical Stimulation. A practical Guide", 3<sup>rd</sup> ed. Rehabilitation Engineering Program, Los Amigos Research and Education Institute, Rancho Los Amigos Medical Center.
- [3] Bellazi R., Nucci G., Cobelli C. (2001) "The subcutaneous route to insulin-dependent diabetes therapy", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 20, n. 1, pp. 54-64.
- [4] Brooks D. (2001) "Emerging medical imaging modalities", *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 11.

- [5] Caminal P., Mateu J., Vallverdú M., Girqaldo B., Benito S., Voss A. (2003) "Estimating the respiratory pattern variability by symbolic dynamics", *Methods of Information in Medicine*, (in press).
- [6] Casals A. (1999) "Medical robotics at UPC" *Microprocessors and Microsystems*, v. 23, n.2, pp. 69-74.
- [7] Clarià F., Vallverdú M., Caminal P. (2002) "The effects of coronary occlusion location on the RR signal", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 6, pp. 59-64.
- [8] Ebrahimi T., Vesin J.M., García G. (2003) "Brain-computer interface in multimedia communication", *IEEE Signal Processing Magazine*, pp. 14-22.
- [9] Frigola M., Casals A., Amat J. (2002) "Sistema de monitorización del ritmo respiratorio mediante visión por computador", *CASEIB 2002*, pp. 369-372.
- [10] Gentilini A., Frei C.W., Glattfedler A.H., Morari M., Sieber T.J., Wymann R., Schnider T.W., Zbinden A.M. (2001) "Multitasked closed-loop control in anesthesia", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 20, n. 1, pp. 39-53.
- [11] Held C.M., Roy R.J. (1995) "Multiple drug hemodynamic control by means of a supervisory-fuzzy rule based adaptive control system: Validation on a model", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, v. 42, pp. 371-385.
- [12] Loizou P.C. (1999) "Introduction to cochlear implants", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 32-42.
- [13] Mañanas M.A., Navarro C., Romero S., Griñó R., Rabinovich R., Benito S., Caminal P. (2002) "Control system response of different respiratory models under ventilatory stimuli and pathologies", *15th IFAC World Congress on Automatic Control*, pp. 2317-2322.
- [14] Poon C.S., Lin S.L., Knudson O.B. (1992) "Optimization character of inspiratory neural drive", *J. Applied Physiology*, v. 72, pp. 2005-2017.
- [15] Popovic M., Keller T., Pappas P.I., Dietz V., Morari M. (2001) "Surface stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 20, n. 1, pp. 82-93.
- [16] Prado M., Roa L., Reina J., Palma A., Millán J.A. (2002) "Virtual center for renal support: Technological approach to patient physiological images", *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.*, v. 49, pp. 1420-1430.
- [17] Rao R.R., Palerm C.C., Aufderheide B., Bequette B.W. (2001) "Automated regulation of hemodynamic variables", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, v. 20, n. 1, pp. 24-38.
- [18] Serón F.J., García E., del Pico J. (2003) "MOTRICO Project. Geometric construction and mesh generation of blood vessels by means of the fusion of angiograms and IVUS", *Pattern Recognition and Image Analysis LNCS 2652*, Springer-Verlag, pp. 951-961.
- [19] Solà-Soler J., Jané R., Fiz J.A., Morera J. (2002) "Pitch analysis in snoring signals from simple snorers and patients with obstructive sleep apnea", *24th Annual Intern. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, v. 2, pp. 1527-1528.
- [20] Sorid D. y Moore S.K. (2000) "The virtual surgeon", *IEEE Spectrum*, pp. 26-31.
- [21] Splendiani G., Zazzaro D., Tullio T., Colombo R., Violante A., Beciani M. (2000) "Hemodiálisis with two sequential hemodialyzers", *American Journal of Nephrology*, v. 20, pp. 429-436.
- [22] Torres R., Fuentes J.A., Gómez E., Molina A. (2003) "Análisis y reconstrucción de implantes dentales mediante digitalización y generación de modelos 3D", *Jornadas de Automática*.
- [23] Trajanowski Z., Wach P. (1998) "Neural predictive controller for insulin delivery using subcutaneous route", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, v. 45, pp. 1122-1134.