

Tabla de contenido

1. Introducción	1
1.1 Objetivo General	2
1.2 Objetivos Específicos	2
2. Marco Teórico	3
2.1 Electroencefalograma (EEG)	3
2.2 Frecuencias de Ondas Cerebrales	5
2.3 Crisis Epilépticas (CE)	6
2.4 Método de las Ventanas Deslizantes de Gotman	12
2.5 Entropía Aproximada (EnAp)	14
2.6 Medidas de Desempeño Utilizadas	15
2.7 Investigaciones en Revistas Internacionales	16
2.8 Investigación Desarrollada por Eliseo Araya, Memorista del Grupo de Sueño del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de Chile	30
2.9 Estado del Arte	34
3. Metodología	35
3.1 Base de Datos	35
3.1.1 Adquisición de EEG	36
3.1.2 Generación de Marcas	37
3.2 Método de Gotman	39
3.3 Algoritmo de Detección de CE	40
3.3.1 Módulo 1: Extracción de Características	45
3.3.2 Módulo 2: Filtrado de Características	47
3.3.3 Módulo 3: Eliminación de Artefactos	49
3.3.4 Módulo 4: Toma de Decisiones	50
3.3.4.1 Etapa 1: Generación de Candidatos	50
3.3.4.2 Etapa 2: Eliminación de Candidatos	52
3.3.4.2.1 Método para Determinar el Valor de la Característica en el Candidato y en la Ventana AB	52
3.3.4.3 Etapa 3: Adaptación de Umbrales	60
3.3.5 Módulo 5: Combinación de Algoritmos	65
3.4 Ajuste de Parámetros	66
4. Resultados y Análisis	67
4.1 Criterios para Determinar la Concordancia Entre la Marca del Experto y la del Algoritmo de Detección.	67
4.1.1 Criterios para CE Mayores de 10 [s]	67

4.1.2 Criterios para CE Menores de 10 [s].....	67
4.2 Desempeño del Algoritmo de Detección de CE	68
4.3 Comparación de Resultados Entre el Algoritmo Desarrollado en esta Memoria y el Algoritmo de Araya	75
5. Discusión y Conclusiones.....	77
6. Bibliografía.....	83

Índice de Tablas

Tabla 1: Resumen de los resultados para el sistema implementado por Gotman	18
Tabla 2: Resultados para el sistema desarrollado por Gotman en 1989.	20
Tabla 3: Resultados obtenidos para el estudio realizado por Saab y Gotman	23
Tabla 4: Número de valores de entropía aproximada utilizados para entrenar y probar el algoritmo.....	24
Tabla 5: Resumen de los resultados para el experimento realizado por Ocak	30
Tabla 6: Características utilizadas en la memoria realizada por Eliseo Araya	31
Tabla 7: Resultados obtenidos por el algoritmo implementado por Araya para el conjunto de entrenamiento.....	32
Tabla 8: Resultados obtenidos en la memoria de Araya para la segmentación del CEN en dos conjuntos	32
Tabla 9: Resumen de los trabajos de detección de crisis epilépticas descritos en el marco teórico.....	33
Tabla 10: Diferencias entre los registros usados en la memoria de Araya y los usados en esta memoria para entrenamiento y prueba.....	37
Tabla 11: Resumen de las características calculadas por el algoritmo de detección de CE planteado.....	47
Tabla 12: Características a las que se les aplica el filtro de mediana y la ponderación por ventana de Hamming	48
Tabla 13: Resultados del algoritmo para CE mayores a 10 [s] con los registros del CEN	68
Tabla 14: Resultados para el algoritmo de detección DeBF sobre los registros del CEN	68
Tabla 15: Resultados del algoritmo para CE mayores a 10 [s] con los registros del CP.	69
Tabla 16: Resultados para el algoritmo de detección DeBF sobre los registros del CP..	69
Tabla 17: Resultados en los registros del CEN para crisis mayores a 10 [s], divididos en registros con crisis generalizadas y energéticas y registros con crisis focales y poco energéticas.....	70
Tabla 18: Resultados en los registros del CP para crisis mayores a 10 [s], divididos en registros con crisis generalizadas y energéticas y registros con crisis focales y poco energéticas.....	70
Tabla 19: Resultados en los registros del CEN para crisis mayores a 10 [s], divididos en registros con crisis con menos de 10 falsos positivos generados por actividad interictal y registros con más de 10 falsos positivos generados por actividad interictal	70
Tabla 20: Resultados para el algoritmo de Eliseo Araya y para el algoritmo implementado en esta memoria	75
Tabla 21: Comparación de los resultados de esta memoria con los de la memoria de Araya en registros con crisis epilépticas generalizadas y de gran amplitud, y con crisis epilépticas focales y de baja amplitud	76

Índice de Figuras

Figura 1: Esquema de la posición de los electrodos sobre la cabeza de acuerdo al sistema 10-20.....	3
Figura 2: Electrodo con montaje monopolar.....	4
Figura 3: En la imagen A se observa el montaje longitudinal y en la imagen B el montaje transversal para la adquisición de EEG.....	4
Figura 4: Esquema de la parte superior de la cabeza de una persona	5
Figura 5: Ejemplo de actividad cerebral según cada banda de frecuencias.....	6
Figura 6: Electroencefalograma de un niño en estado de vigilia con actividad normal ...	7
Figura 7: Grafoelementos epilépticos característicos.....	8
Figura 8: Ejemplo de la característica de evolutividad	9
Figura 9: Ejemplo de característica ritmicidad.....	9
Figura 10: Ejemplo de característica de campo	10
Figura 11: Ejemplo de aumento de actividad en una CE	10
Figura 12: Registro de 30 [s] y 18 canales de EEG con una CE de duración mayor a 10 [s]	11
Figura 13: Complejo polipunta-onda asociado a espasmos infantiles de duración menor a 10 [s]	11
Figura 14: Etapas del método de Gotman.....	13
Figura 15: Representación de medias-ondas para un canal del EEG.....	16
Figura 16: Ventanas definidas en la investigación desarrollado por Gotman en 1989 para la detección automática de crisis epilépticas.....	19
Figura 17: Ejemplo de distribución de probabilidades para crisis y no crisis en las 3 características utilizadas en el algoritmo.....	22
Figura 18: Resultados del sistema planteado por Srinivasan <i>et al.</i> , el eje horizontal representa a la cantidad de puntos con los que se calcula la EnAp, mientras que el eje vertical representa a Overall Accuracy, los gráficos de la izquierda representan a la EnAp obtenida a través de $m = 1$, mientras que el de la derecha a $m = 2$	25
Figura 19: Resultados del sistema planteado por Srinivasan <i>et al.</i> [22], el eje horizontal representa a la cantidad de puntos con los que se calcula la EnAp, mientras que el eje vertical representa a Overall Accuracy, los gráficos representan a la EnAp obtenida a través de $m = 3$	25
Figura 20: Resultados para investigación realizada por Meier <i>et al.</i>	27
Figura 21: Método en cascada del filtrado de la señal descrito por Mallat	28
Figura 22: Descomposición de un registro del conjunto 4 usando DWT	29
Figura 23: Ejemplo de visualización del EEG y esquema del posicionamiento de los electrodos sobre la cabeza.....	35
Figura 24: Electrógrafo Easy-II de la marca Cadwell	36
Figura 25: Interfaz del software “DETECT”, herramienta de Matlab que permite visualizar tramos de registros de EEG.	38
Figura 26: Interfaz del software Matlab utilizado para programar el algoritmo	40
Figura 27: Esquema del algoritmo propuesto para la detección de CE.....	42
Figura 28: Módulo de toma de decisiones para el algoritmo de detección de CE mayores a 10 [s].....	43
Figura 29: Módulo de toma de decisiones para el algoritmo de detección de CE menores a 10 [s].....	44

Figura 30: Ejemplo de la aplicación del filtro de mediana sobre la característica de EnAp	48
Figura 31: Ejemplo al aplicar la ponderación por ventana de Hamming sobre la característica de EnAp	49
Figura 32: Generación de candidato utilizando la característica de energía por banda (EB)	51
Figura 33: Diagrama simplificado de cómo se obtienen los valores de las características en cada canal afectado del candidato	52
Figura 34: Ejemplo de candidato generado en dos canales vecinos.....	53
Figura 35: Señal que representa a AB para el ejemplo de candidato observado en la Figura 34.	53
Figura 36: Valores de CeC para el ejemplo planteado.....	54
Figura 37: Gráficos del AMF del ejemplo planteado.....	55
Figura 38: Gráficos de los conjuntos difusos para la característica “cuociente de EnAp”, y los conjuntos difusos para la característica “cuociente de EB”	56
Figura 39: Gráfico del conjunto difuso para la variable “duración de la crisis”	56
Figura 40: Gráficos de los conjuntos difusos para la característica “cantidad de canales vecinos afectados”, y los conjuntos difusos para la característica “cantidad de canales afectados en el candidato”	57
Figura 41: Gráficos de conjuntos difusos para la variable lingüística del consecuente ..	57
Figura 42: Gráficos de los valores de la PB para el ejemplo en el candidato y su respectiva ventana AB	59
Figura 43: Gráficos del cuociente de EB en una detección sobre dos canales vecinos	62
Figura 44: Gráficos de la adaptación del umbral de detección para el algoritmo GotEB en dos canales vecinos.	63
Figura 45: Adaptación de UETM para 2 canales vecinos.....	64
Figura 46: Diagrama del módulo 5	65
Figura 47: Falso positivo tipo 2 generado por el algoritmo debido a movimiento ocular.	71
Figura 48: Falso positivo tipo 1 generado por actividad interictal	72
Figura 49: Falso positivo generado por el algoritmo DeBF	72
Figura 50: Falso negativo de crisis focal formada por ondas agudas.....	73
Figura 51: Falso negativo de una crisis focal del hemisferio derecho del cerebro, aparecen grafoelementos punta constantemente	73
Figura 52: Verdadero positivo formado por ondas agudas.....	74
Figura 53: Verdadero positivo de crisis generalizada compuesta de grafoelementos polipunta.....	74
Figura 54: Verdadero positivo de crisis generalizada en el registro 9.	75
Figura 55: Curvas ROC del algoritmo desarrollado en este trabajo y de algunos sistemas descritos en la literatura	82

Abreviaturas usadas en este trabajo

AAA:	Artefactos de alta amplitud.
AAE:	Artefactos de alta energía.
AAF:	Artefactos de alta frecuencia.
AB:	Ventana de actividad basal.
AMF:	Amplitud media del valor absoluto de la señal filtrada.
CE:	Crisis epiléptica(s).
CeC:	Correlación entre canales.
CEN:	Conjunto de entrenamiento.
CP:	Conjunto de prueba.
DeBF:	Algoritmo de detección de CE usando energía de baja frecuencia.
DWT:	Transformada wavelet discreta (Discrete wavelet transform).
EA:	Proporción de energía en la alta frecuencia.
EB:	Energía por banda de frecuencia.
EBF:	Energía de baja frecuencia.
EBT:	Energía en la unión de todas la bandas de EB.
EDF:	European data format.
EEG:	Electroencefalograma(s).
EnAp:	Entropía aproximada.
ET:	Energía total en la banda de 0,5 a 30 [Hz].
FFT:	Transformada rápida de Fourier (Fast Fourier Transform).
FN:	Falso(s) negativo(s).
FP:	Falso(s) positivo(s).
FPH:	Falsos positivos por hora.
GotEB:	Algoritmo de detección de CE mediante el método Gotman usando EB.
HCPUC:	Hospital clínico de la Pontificia Universidad Católica.
INM:	Instituto neurológico de Montreal.
OA:	Precisión general (Overall acuraccy).
OMS:	Organización mundial de la salud.
PB:	Proporción de energía de EB respecto a EBT.
TFP:	Tasa(s) de falsos positivos.
TVP:	Tasa(s) de verdaderos positivos.
UETM:	Umbral de energía total mínima.
UPC:	Unidad de pacientes críticos.
VO:	La ventana de observación.
VP:	Verdadero(s) positivo(s).