Tejiendo redes entre MEDICINA e INGENIERÍA

3il5ao 2017

XXXV CASEIB

LIBRO DE ACTAS

XXXV CONGRESO ANUAL DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

CASEIB
2017
XXXV

eman ta zabal zazu

Universidad del País Vasco
Euskal Herriko Unibertsitatea

CASEIB 2017 XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica

LIBRO DE ACTAS

Universidad del País Vasco · Euskal Herriko Unibertsitatea

BILBOKO INGENIARITZA ESKOLA
ESCUELA DE INGENIERÍA DE BILBAO

Sociedad Española de Ingeniería Biomédica

Bilbao, 29 de Noviembre - 1 de Diciembre

CIP. Biblioteca Universitaria

Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Congreso anual (35º. 2017. Bilbao)

CASEIB 2017 [Recurso electrónico]: XXXV Congreso anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica : Libro de actas, Bilbao 29 de Noviembre - 1 de Diciembre / [editores científicos, Raimon Jané Campos ... (et al.)] . - Datos. - Bilbao : Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea, Argitalpen Zerbitzua = Servicio Editorial, [2018]. - 1 recurso en línea : PDF (594 p.)
En la port.: Escuela de Ingeniería de Bilbao (UPV/EHU)
Textos en inglés y español.
Modo de acceso: World Wide Web.
ISBN: 978-84-9082-797-0

1. Ingeniería biomédica - Congresos. 2. Medicina - Aparatos e instrumentos. - Congresos. I. Jané Campos, Raimon, ed. II. Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatea. Escuela de Ingeniería de Bilbao.

61:62(063)

Título:
Libro de Actas. XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica

Los contenidos de esta publicación han sido evaluados por el Comité Científico que en ella se relaciona y según el procedimiento que se recoge en www.caseib17.es

Editores Científicos:
Raimón Jané Campos
Elisabete Aramendi Ecenarro
Unai Irusta Zarandona
Erik Alonso González

Maquetación:
Unai Irusta Zarandona
Erik Alonso González

Editorial:
Servicio Editorial de la Universidad del País Vasco
Euskal Herriko Unibertsitateko Argitalpen Zerbitzua
www.ehu.eus/argitalpenak

ISBN: 978-84-9082-797-0



Libro de Actas
XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica
Se distribuye bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional.

Solución tecnológica para el cálculo automático de la escala de Boston sobre imágenes colonoscópicas

A. Sánchez González[1], R. Morentin Martínez[1], M.B. García-Zapirain Soto[1], Inés Gil[2], Luis Bujanda[2], Manuel Zaballa[3], Ignacio Casado[3], Ángel José Calderón[3], Ana Belén Díaz[3], Aitor Orive[3], Maite Escalante[3], Fidencio Bao[3], Iñigo Kamiruaga[3], Cristián Castillo[1], Isabel Idígoras[3] e Isabel Portillo[3].

[1] Deustotech-Life, Universidad de Deusto, Bilbao, España, {cristian.castillo@deusto.es}.

[2] BioDonostia, Begiristain Doktorea Pasealekua, Donostia, Gipuzkoa, España.

[3] BIOEF, Ronda de Azkue, 1 - Torre del BEC (Planta 12), Barakaldo, Bizkaia, España.

Resumen

El cáncer colorrectal es el tumor maligno de mayor incidencia en España si se tiene en cuenta a hombres y mujeres. Según la Asociación Española Contra el Cáncer cada año son diagnosticados entre 28.500 y 33.800 nuevos casos, detectándose alrededor de 20.000 de ellos en hombres y 14.000 en mujeres. Además, se estima que afectará a 1 de cada 20 hombres y a 1 de cada 30 mujeres antes de cumplir los 74 años, lo que supone una gran incidencia para la población. La investigación que se propone trata de aportar una ayuda al diagnóstico médico mediante un software que aborda uno de los aspectos más importantes de la colonoscopia, la evaluación de la calidad de preparación del colon. Para ello se ha utilizado la escala de limpieza del colon de Boston (ELCB), haciendo uso de parámetros objetivos. El software desarrollado ha obtenido unos grandes resultados que se resumen en unos valores de un 0.086 para e test de Wilcoxon, 0.921 para el coeficiente de correlación intraclase, un error absoluto medio de 0.1 puntos y por último una desviación típica del error de 0.29 puntos.

1. Introducción

El cáncer de colon es el tercero más diagnosticado y la tercera causa de muerte en hombres y mujeres en los Estados Unidos. De hecho, "The American Cancer Society" estima que en el año 2014, 136.830 personas fueron diagnosticadas de cáncer de colon y alrededor de 50.000 murieron debido a esta enfermedad [1]. Gran parte de estos cánceres y muertes pueden prevenirse mediante la realización de "screening tests" que permitan su detección precoz y su tratamiento en etapas iniciales.

La colonoscopia es el método de referencia para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades colónicas y por lo tanto la más utilizada en programas de cribado. Se trata de un procedimiento de gran precisión en el diagnóstico y tratamiento, por lo que se ha convertido en una exploración habitual y masivamente solicitada.

La precisión diagnóstica de la colonoscopia depende en gran medida de la calidad de limpieza del intestino. Una preparación inadecuada puede derivar en lesiones patológicas no detectadas por el endoscopista que no son extirpadas, aumentando el riesgo del paciente a desarrollar cáncer. La calidad de la limpieza del intestino se evalúa generalmente por la cantidad de heces sólidas o líquidas en el lumen.

La mala preparación del colon tiene como consecuencia un mayor tiempo de intubación, retirada y sedación, causando un mayor riesgo para el paciente. Además, existe un impacto inmediato sobre los costes asociados, especialmente cuando el examen tiene que ser repetido [2]. Por lo tanto, la mala preparación es uno de los mayores obstáculos para la eficacia de la colonoscopia.

"The American Society for Gastrointestinal Endoscopy" (ASGE) y el "American College of Gastroenterology" (ACG) han recomendado que la calidad de la preparación intestinal debe ser registrada en el informe final después de cada selección individual [1]. En la actualidad la escala para la evaluación de la calidad de preparación del colon del paciente más utilizada es, la "Escala de limpieza del colon de Boston" (ELCB) [3], aunque por desgracia depende exclusivamente de la valoración del endoscopista, por lo tanto es subjetiva.

A pesar de que la colonoscopia es ampliamente utilizada en la actualidad, no se ha establecido un estándar para la medición de la calidad de éstas, por esto se propone el desarrollo de un método automático de evaluación de la calidad de preparación de la colonoscopia basado en la ELCB, de forma que realice una valoración objetiva basándose en la cantidad y tipología de heces detectadas.

2. Materiales y métodos

2.1. Adquisición de las colonoscopias

La base de datos de colonoscopias ha sido recogida por especialistas de los Servicio de Digestivo de tres hospitales, el Hospital Universitario de Cruces, Hospital de San Eloy y Hospital Universitario Donostia.

Las colonoscopias fueron realizadas como parte de los programas de cribado existentes en los centros de salud participantes, utilizándose colonoscopios de los fabricantes Olympus, Pentax y Fuji, todos ellos con la capacidad de proporcionar grabaciones en alta definición.

El grupo poblacional de la base de datos es homogéneo, se compone de pacientes que han participado en programas de cribado poblacional de cáncer de colon, por lo que los sujetos de estudio no están previamente diagnosticados de ninguna patología.

La base de datos está compuesta por vídeos e imágenes colonoscópicas. Se dispone de 31 vídeos a partir de los cuales los especialistas han obtenido imágenes de las zonas del colon: ciego, ascendente, transverso,

ISBN: 978-84-9082-797-0, pags. 235- 238

descendente, sigmoide y recto. Además, se dispone de un informe de cada una de las pruebas que especifica la valoración de la ELCB determinada por el especialista.

2.2. Escala de Boston (ELCB)

La ELCB fue desarrollada para limitar la variabilidad interobservador en la clasificación de la calidad de la preparación intestinal, preservando al mismo tiempo la capacidad de distinguir varios grados de limpieza intestinal. Los términos subjetivos tales como "excelente", "bueno", "justo", "pobre" e "insatisfactorio" son reemplazados por un sistema de puntuación de cuatro puntos aplicado a cada una de las tres regiones amplias del colon: colon derecho (el ciego y el colon ascendente), el colon transverso (incluyendo las flexuras hepática y esplénica) y el colon izquierdo (incluyendo el colon descendente, el colon sigmoide y el recto). Los puntos se asignan de la siguiente manera:

- 0: Segmento de colon no preparado con mucosa no vista debido a heces sólidas que no pueden eliminarse.
- 1: Porción de la mucosa del segmento de colon visto, pero otras áreas del segmento de colon no bien visto debido a la tinción, heces residuales y / o líquido opaco.
- 2: Menor cantidad de tinción residual, pequeños fragmentos de heces y / o líquido opaco, pero la mucosa del segmento de colon se ve bien.
- 3: Toda la mucosa del segmento del colon se ve bien sin tinción residual, pequeños fragmentos de heces o líquido opaco. El texto de la escala fue finalizado después de incorporar la retroalimentación de tres colegas experimentados en colonoscopia.

Cada región del colon recibe una "puntuación de segmento" de 0 a 3 y estas puntuaciones de segmento se suman para una puntuación total de ELCB que varía de 0 a 9. Por lo tanto, la puntuación máxima de ELCB para un colon perfectamente limpio sin ningún líquido residual es 9 y la puntuación mínima de ELCB para un colon sin preparar es 0. Si un endoscopista aborta un procedimiento debido a una preparación inadecuada, entonces se asigna a cualquier segmento proximal no visualizado una puntuación de 0.

3. Diseño

3.1. Preprocesado de las imágenes

Debido al dispositivo de captura y el entorno de grabación, las imágenes y vídeos colonoscópicos sufren principalmente dos problemáticas, máscara negra y reflejos especulares. Por este motivo se hace necesario aplicar diferentes técnicas para su eliminación.

Comenzando con la máscara negra, las lentes del sistema de captura de imágenes colonoscópicas, generan un borde negro alrededor de la imagen. En ocasiones es utilizada para mostrar información del paciente o la prueba. Este borde dificulta las labores de desarrollo de algoritmos de procesado digital de imagen, ya que supone una mayor área a analizar, además de no permitir realizar un cálculo preciso de la ELCB, ya que se compone de píxeles que no se deben tener en cuenta para su cálculo.

Los autores han decidido solventar esta problemática detectando la máscara negra mediante un umbralizado en el canal V del modelo de color HSV, de modo que si V <= 0.1 es perteneciente a la máscara negra. Una vez detectada, estos píxeles no son tenidos en cuenta para el cálculo de la ELCB.

En cuanto a los reflejos especulares son debidos a la reflexión directa de la luz en la cámara, generando zonas muy saturadas en la imagen que dificultan el procesamiento de la imagen. Crean regiones que no es posible determinar si son heces o colon, por lo que es necesaria su eliminación.

La eliminación de los reflejos especulares consta de dos fases: detección y reconstrucción. Su detección se ha realizado mediante el método propuesto por [4], que asume un valor de intensidad mayor para píxeles especulares respecto a los no especulares. La detección de reflejos especulares se realiza mediante la resta de la imagen original y su media. Una vez realizado esto, mediante una umbralización son detectados los reflejos especulares. La ecuación 1 muestra el cálculo para su detección.

$$if\ (abs(I_{original} - \overline{I_{original}})) \geq 0.5\ is\ specular\ reflection \quad (1)$$

Tras detectar los reflejos especulares, se realiza la reconstrucción. Éste proceso permite corregir una zona deteriorada de una imagen mejorando su calidad

3.2. Detección de las heces

La detección automática de heces es realizada mediante una segmentación de color. Las heces suelen aparecer en tonos amarillentos, marrones o incluso verdosos, en cambio, las paredes del colon son de color rojizo. Para poder realizar una correcta segmentación de las heces se ha propuesto el siguiente método que consta de 4 pasos:

1. Conversión de las imágenes de RGB a HSV: el modelo de color RGB no es recomendado para la segmentación por color debido a su alta correlación entre canales y la dificultad para especificar colores, por estos motivos se realiza la conversión a HSV.
2. Ajuste del canal H: el rango de valores de color del canal H para las imágenes colonoscópicas aparece comprimido, lo que dificulta su umbralizado, por este motivo se realiza un ajuste del canal expandiendo sus valores.
3. Conversión a RGB y ecualización de los canales: de esta forma se consigue un mayor contraste en la imagen.
4. Conversión a HSV y umbralización: por último, se realiza una nueva conversión a HSV y se aplican los umbrales definidos por la ecuación 2 en cada uno de los canales:

$$Stool\ if\ ((0.25 \leq H \leq 0.8)\ AND\ (0.4 \leq S \leq 1)\ AND\ (0.3 \leq V \leq 1)) \quad (2)$$

De esta forma se consigue una segmentación de las heces contenidas en las imágenes colonoscópicas, asegurando una buena detección en diferentes condiciones de iluminación para diferentes tipos de heces.

3.3. Clasificación de las heces

La clasificación de diferentes tipos de heces se realiza mediante el color, aunque debido a la iluminación no homogénea y la del entorno de grabación, en determinadas ocasiones no es posible determinar de una manera exacta las regiones de cada tipo de heces únicamente mediante el color, por este motivo se ha decidido utilizar la textura de las imágenes. Para ello se han utilizado los Patrones Binarios Locales (LBP).

La clasificación de los diferentes tipos de heces se ha realizado mediante el método de clasificación no supervisado K-Means. Se ha optado por este método por su sencillez, rapidez y eficacia. En la investigación propuesta se ha decidido proporcionar unas agrupaciones iniciales al algoritmo, ya que un K-Means estándar en cada ejecución genera agrupaciones iniciales aleatorias y auto-ajustadas, permitiendo realizar una clasificación, pero no proporcionando la posibilidad de saber a qué clase pertenece cada clúster. Las agrupaciones iniciales han sido creadas a partir de las imágenes disponibles en la base de datos. Se ha realizado una segmentación manual de fragmentos de los diferentes tipos de heces, generando prototipos que permitan la correcta clasificación. Los vectores de características a partir de los cuales se han generado las agrupaciones iniciales se componen de la información de los canales R, G y B además de 84 coeficientes LBP.

3.4. Cálculo de la escala de Boston

El cálculo de la ELCB se realiza a partir de la evaluación de 6 imágenes obtenidas de los vídeos colonoscópicos. Las imágenes corresponden a las siguientes zonas del colon: derecho (ciego y ascendente), transverso y colon izquierdo (descendente, sigmoide y recto).

La ELCB otorga una puntuación de 0-3 puntos a cada una de las zonas (derecha, transversa e izquierda). Para el cálculo de la valoración de la zona derecha, se evalúan según la ELCB las imágenes del ciego y ascendente, obteniéndose como valoración de la zona la menor de las puntuaciones entre ambas imágenes. En el caso del colon transverso, se evalúa la imagen correspondiente al colon transverso. Por último, para la evaluación del colon izquierdo, son evaluadas las imágenes del colon descendente, sigmoide y recto, obteniéndose como valoración de la zona la menor de las puntuaciones entre las 3 imágenes. De esta forma se obtiene la valoración de 0 a 9 puntos definida por la ELCB.

La asignación de las puntuaciones de las diferentes zonas del colon se realiza mediante un protocolo desarrollado junto a los endoscopistas. Este protocolo se asigna un peso a los diferentes tipos de heces, ya que no afectan de la misma forma a la hora de calcular la ELCB. Las heces sólidas son las más perjudiciales, ya que no pueden ser aspiradas, seguidas de "stain", que es posible su limpieza mediante el instrumento de endoscopia y líquidas, siendo estas últimas posible su absorción mediante el dispositivo de endoscopia. Los pesos para los diferentes tipos de heces son 1 para las heces sólidas, 0.85 para las de tipo "stain" y 0.75 para las líquidas.

Por otro lado, se hace necesario definir unos criterios objetivos para asignar las puntuaciones de la ELCB, ya que no especifica la cantidad de heces que debe presentarse para cada puntuación. La máxima valoración se consigue cuando la Valoración <= 7. Para asignar una puntuación de 2 es necesario que 8<= Valoración <= 30. Para una puntuación de 1 es requisito que 31<= Valoración <= 65. Para finalizar, se asigna una puntuación de 0 cuando la Valoración >= 66. El cálculo del porcentaje de heces presente en las imágenes se realiza mediante la ecuación 3.

$$Valoración = Stool_{Solid} \bullet W_{Solid} + Stool_{Stain} \bullet W_{Stain} + Stool_{Liquid} \bullet W_{Liquid} \quad (3)$$

Donde $Stool_{Tipo}$ representa el porcentaje de heces del tipo definido en la imagen y W_{Tipo} representa el peso acordado para cada tipo de heces.

4. Resultados

Para la extracción de resultados se ha utilizado un conjunto de 200 imágenes colonoscópicas las cuales han sido analizadas independientemente por dos especialistas (E1 y E2) y por el método propuesto (MP) para obtener su puntuación de la ELCB. De estas imágenes se dispone de las valoraciones reales (R) de la ELCB proporcionadas en consenso por un grupo de endoscopistas. Para el presente análisis se utilizarán el test de Wilcoxon, el coeficiente de correlación intraclase, el error medio absoluto y varianza del error.

4.1. Resultados del test de Wilcoxon

Para poder validar los algoritmos desarrollados se hará uso del test de la suma de rangos por parejas de Wilcoxon. De esta forma se podrá determinar si las puntuaciones de la ELCB proporcionadas por los especialistas, el método propuesto y la valoración real pertenecen a una misma distribución y en qué grado. El análisis ha sido realizado, mediante la aplicación del test a las valoraciones de los especialistas (E1 y E2) y el método propuesto (MP) respecto a los valores reales (R). Los resultados del presente análisis pueden verse en la Tabla 1.

Dupla	p
[E1, R]	0
[E2, R]	0.01
[MP, R]	0.086

Tabla 1 *Test de la suma de rangos de Wilcoxon*

Las valoraciones de la ELCB proporcionadas por el especialista 1 y las reales han obtenido una significancia p = 0, por lo que existen diferencias significativas entre ambos grupos. Este resultado confirma la gran disconformidad entre las valoraciones observadas por el especialista y aquellas supuestas como reales.

Las valoraciones de la ELCB proporcionadas por el especialista 2 y las reales han obtenido una significancia $p = 0.01$. De igual forma que en el caso del especialista 1, existen diferencias significativas con la ELCB real

Las valoraciones de la ELCB proporcionadas por el método propuesto y las reales han obtenido una significancia $p = 0.086$. Esto indica que no existen diferencias significativas entre ellas. Como puede verse es el único de los casos en el que se ha conseguido una $p > 0.05$, lo que indica unos mejores resultados.

4.2. Resultados del coeficiente de correlación intraclase

Siguiendo con el protocolo de evaluación establecido, tras comprobar las diferencias significativas entre las valoraciones de la ELCB proporcionadas por los especialistas y el método propuesto, se procede a realizar el análisis del CCI. Al igual que en los anteriores análisis, se pretende valorar el grado de correlación existente entre los grupos. En la *Tabla 2* se muestran los resultados obtenidos por el CCI para las diferentes parejas de grupos disponibles.

Dupla	CCI	Grado
[E1, R]	0,648	Medio
[E2, R]	0.719	Alto
[MP, R]	0.921	Muy alto

Tabla 2 *Resultados obtenidos por el coeficiente de correlación intraclase*

El CCI obtenido por la pareja formada por el especialista 1 y la realidad es de 0.648. Se trata de una correlación media con los resultados de la ELCB tomados como reales, por lo que existe cierta concordancia entre ambos grupos.

El CCI obtenido por la pareja formada por el especialista 2 y la realidad es de 0.719. Esta correlación es alta por lo que existe una gran armonía entre las valoraciones reales de la ELCB y las proporcionadas por el especialista 2.

El CCI obtenido por la pareja formada por el método propuesto y la realidad es de 0.921. Esta puntuación indica una correlación muy alta, superior a la de los especialistas, demostrando la mayor analogía con las valoraciones reales de la ELCB.

4.3. Resultados del análisis del error

En el presente análisis de las tasas de error se evaluarán las diferencias de ambos especialistas y el método propuesto con la considerada ELCB real.

Dupla	EAM	σ
[E1, R]	0,36 puntos	0,55 puntos
[E2, R]	0.3 puntos	0,54 puntos
[MP, R]	0.1 puntos	0,29 puntos

Tabla 3 *Resultados obtenidos por el análisis del error en las puntuaciones de la escala de Boston*

Como puede observarse, el método propuesto es quien obtiene un error menor superando a las valoraciones proporcionadas por ambos especialistas, lo que es un resultado satisfactorio y que demuestra la efectividad del software desarrollado.

5. Conclusiones

Tras la realización del estudio propuesto se puede concluir que es posible la detección automática de heces en imágenes colonoscópicas, así como su clasificación mediante la combinación de características de color y textura. Esto posibilita el cálculo automático de la ELCB basada en criterios objetivos permitiendo la estandarización de la evaluación de preparación del colon de los pacientes, tarea que hasta el momento era subjetiva.

Se ha decidido utilizar un clasificador de tipo K-Means debido a la gran variabilidad de las imágenes colonoscópicas, lo que requiere de la extracción de un amplio conjunto de características de la imagen que permitan determinar los diferentes tipos de heces presentes. Por otra parte, se ha conseguido realizar una mejora en el cálculo automático de la ELCB propuesta en la investigación [5] en varios aspectos. El primero de ellos es referente al cálculo de la ELCB basándose en la tipología de las heces, la cual está contemplada en la definición de la ELCB. El segundo de ellos es referente a las puntuaciones otorgadas, ya que la ELCB únicamente otorga una valoración de 3 puntos a zonas del colon exentas de heces, condición que no se cumple en esta investigación.

Agradecimientos

Esta investigación ha sido financiada por el Gobierno Vasco mediante la convocatoria “Ayudas a proyectos de investigación en salud” (nº exp. 2014111159) y el grupo de investigación eVida (IT-905-16).

Referencias

[1] “Colorectal cancer facts & figures,” *American Cancer Society*, 2016-2014.

[2] R. Enns, “Quality indicators in colonoscopy,” *Can. J. Gastroenterol.*, vol. 21, no. 5, p. 277, 2007.

[3] E. J. Lai, A. H. Calderwood, G. Doros, O. K. Fix, and B. C. Jacobson, “The Boston bowel preparation scale: a valid and reliable instrument for colonoscopy-oriented research,” *Gastrointest. Endosc.*, vol. 69, no. 3, pp. 620–625, 2009.

[4] Jorge Bernal, Javier Sánchez, and Fernando Vilarino. Impact of image preprocessing methods on polyp localization in colonoscopy frames. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pages 7350–7354. IEEE, 2013. 49, 52, 54, 140, 146, 316

[5] J. Muthukudage, J. Oh, W. Tavanapong, J. Wong, and P. C. de Groen, “Color Based Stool Region Detection in Colonoscopy Videos for Quality Measurements,” in *Advances in Image and Video Technology*, Y.-S. Ho, Ed. Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 61–72.