

Diseño e implementación de un juego serio 3D para el entrenamiento del control del Bypass Cardiopulmonar

N. Bonet¹, D. Tost¹, A. von Barnekow¹, C. Gomar², M. T. Mata²

¹ Centro de Investigación en Ingeniería Biomédica (CREB), Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), Barcelona, España, nuria.bonet-codina@upc.edu, dani@cs.upc.edu, ariel.von.barnekow@upc.edu

² Servicio de Anestesia y Reanimación, Hospital Clínic, Barcelona, España, cgomar@clinic.ub.es, maitemata@gmail.com

Resumen

Se presenta el diseño, implementación y validación de un juego serio (o videojuego educativo) en 3D para el entrenamiento de la técnica de perfusión o Bypass Cardiopulmonar que consiste en el manejo de una bomba de circulación extracorpórea durante una intervención quirúrgica a corazón parado. Se pretende que sea un videojuego para complementar la formación práctica de los encargados de manejar esta máquina de quirófano, los perfusionistas, además de una herramienta de entrenamiento para mejorar las habilidades de los profesionales.

En este artículo se describen los modelos gráficos implementados; los modelos funcionales que simulan el comportamiento de la bomba de circulación extracorpórea virtual en respuesta a los cambios fisiológicos del paciente y las interacciones del jugador; y el sistema de evaluación diseñado.

Por último, se presenta también el proceso de la primera fase de validación, con los resultados de estas pruebas.

1. Introducción

En las intervenciones quirúrgicas a corazón abierto en las que es necesario parar el latido cardíaco, se utiliza la llamada bomba de circulación extracorpórea (en adelante, bomba CEC), una máquina que permite sustituir temporalmente la función del corazón y los pulmones (bypass cardiopulmonar BCP) [1]. Los profesionales encargados del manejo de la bomba CEC son llamados perfusionistas. La mayoría de los accidentes en un BCP están ocasionados por errores humanos, por lo que es necesario proporcionar una formación académica adecuada a los perfusionistas.

Los modelos educativos actuales preconizan métodos de aprendizaje más activos que fomenten la transformación de la experiencia en conocimiento [2]. Por ello, actualmente, la formación práctica de estos profesionales incluye, además de la necesaria observación en el quirófano, la utilización de herramientas de simulación, como por ejemplo el simulador físico *Orpheus Perfusion Simulator* [3]. El *Orpheus* es un dispositivo que simula el comportamiento del sistema circulatorio de un paciente que se conecta físicamente a un BCP real. Se puede utilizar de forma aséptica o dramatizada en el marco de una sesión teatralizada. El principal inconveniente de estos simuladores es su elevado coste y la compleja infraestructura que requieren ya que solo se pueden utilizar en un quirófano o en un laboratorio pedagógico muy especializado.

Los recientes avances en la tecnología gráfica han popularizado los llamados *juegos serios*, aquellos diseñados con fines no puramente lúdicos, que permiten de una manera más motivadora y repetible el entrenamiento de determinadas habilidades para un público específico. Habitualmente, los juegos serios se pueden jugar en un computador estándar ofreciendo así una opción menos realista pero más económica e ubicua que los simuladores físicos y con un número ilimitado de usuarios. Su principal atractivo como herramientas de formación es que aportan un componente lúdico de reto que los hace atractivos y que contribuye a desdramatizar el aprendizaje.

En este artículo se presenta el diseño, implementación y validación de un juego serio de entrenamiento a la perfusión que pretende complementar la formación de estos profesionales a la vez que ofrecer una herramienta sistemática de evaluación de los estudiantes de esta especialidad.

2. Visión de conjunto

El desarrollo de una intervención con BCP se compone de una fase preliminar en la que se monta el circuito de CEC y se conectan sus componentes, una fase principal en la que se pone en marcha la bomba CEC y se mantiene en funcionamiento en sustitución del sistema cardiopulmonar y una fase final de desconexión y desmontaje. Aunque las tres fases son importantes y forman parte de la formación de un perfusionista, el juego se centra en la fase principal. Durante esta etapa, el rol del perfusionista consiste en mantener el corazón parado y el nivel de oxígeno en sangre del paciente, su presión arterial y su tiempo de coagulación activa dentro de un rango de valores admisibles. Para mantener el corazón parado durante la intervención, es necesario administrar soluciones de cardioplegia, siempre a petición del cirujano.

Para mantener las constantes vitales en valores adecuados, el perfusionista ha de regular el flujo de la bomba arterial, la temperatura arterial, adecuar la composición de la mezcla de gases de oxigenación y eventualmente inyectar heparina u otros fármacos.

Los objetivos pedagógicos del juego son pues:

- que el jugador experimente la situación del perfusionista sentado delante de la bomba en un quirófano;

- que esté atento a las indicaciones del cirujano para iniciar y parar la CEC así como suministrar cardioplegia;
- que sepa leer e interpretar correctamente las constantes vitales del paciente en los distintos monitores;
- que entienda la relación entre los parámetros de la bomba CEC y las constantes vitales del paciente, pueda manejar adecuadamente la bomba y el mezclador y administrar correctamente los fármacos;
- que tenga capacidad de reacción ante imprevistos.

Para satisfacer estos requerimientos se ha diseñado un juego tridimensional en primera persona que reproduce el ambiente de un quirófano de forma realista, y en el que el jugador asume el rol de perfusionista. La trama narrativa del juego sigue el desarrollo de una intervención real introduciendo situaciones imprevistas. El rol del cirujano es asumido por el sistema que interviene mediante mensajes.

3. Diseño

3.1. Modelización funcional

La modelización funcional del sistema máquina-paciente establece la relación entre los parámetros de la máquina y las constantes vitales del paciente. Para su elaboración se han clasificado los parámetros del paciente y los de la máquina en 3 categorías: aquellos parámetros que se pueden modificar externamente a través de la interacción del jugador (de color verde en las figuras 1 y 2); aquellos que se alteran de forma programada (de color naranja en las figuras 1 y 2), y los que varían dependiendo de los otros (de color blanco en las figuras 1 y 2).

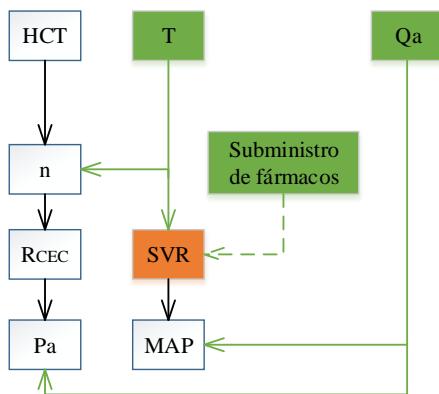


Figura 1. Diagrama de la relación entre los parámetros centrados en el control de las presiones

Como muestra la figura 1, para mantener la presión arterial media del paciente (MAP) y la presión en la línea arterial del circuito (P_a) dentro de los rangos adecuados, el jugador ha de regular la velocidad de flujo de la bomba arterial (Q_a) y mantener la resistencia vascular sistémica del paciente (SVR) ya sea ajustando la temperatura (T) ya sea suministrando fármacos. Cuando la sangre entra en CEC se mezcla con la solución de cebado del circuito, lo que produce una hemodilución que provoca una disminución de la concentración de hematocrito (HCT) y por lo tanto una disminución del coeficiente de viscosidad de esta sangre (η) que hace bajar tanto la resistencia hemodinámica en el circuito de CEC (R_{CEC}) como la SVR. Por otra parte, el

sistema puede alterar el valor de esta SVR de forma programada.

Asumiendo un régimen laminar y una presión ventricular central (CVP) nula, la presión arterial se calcula como el producto de la Q_a con la R_{CEC} , para la P_a , y con la SVR para la MAP.

Para calcular la R_{CEC} se considera que los conductos del circuito son cilíndricos y se aplica la ley de Poiseuille. La SVR (en unidades Wood) depende de la temperatura T (en °C) y del área de superficie corporal del paciente BSA en m^2) (1), que se calcula en función del peso y la altura del paciente según la fórmula de Mosteller.

$$SVR = \frac{-25 \cdot T + 2425}{BSA \cdot 80} \quad (1)$$

El valor de SVR se altera de forma programada para añadir situaciones imprevistas al juego, en este caso, un episodio de vasoconstricción o vasodilatación. El jugador restituye el valor normal administrando el fármaco pertinente.

Se ha aplicado el modelo de variación lineal del coeficiente de viscosidad de la sangre (η) en función de la temperatura [4] con coeficientes distintos según el valor de HCT segmentado en 4 rangos (ver tabla 1).

HCT entre 20-24%	$\eta = -0.05 \cdot T + 3.75$
HCT entre 24-28%	$\eta = -0.05 \cdot T + 4$
HCT entre 28-32%	$\eta = -0.0575 \cdot T + 4.435$
HCT entre 32-36%	$\eta = -0.0625 \cdot T + 4.85$

Tabla 1. Relación entre el coeficiente de viscosidad (η), la temperatura (T) y el hematocrito (HCT) del paciente

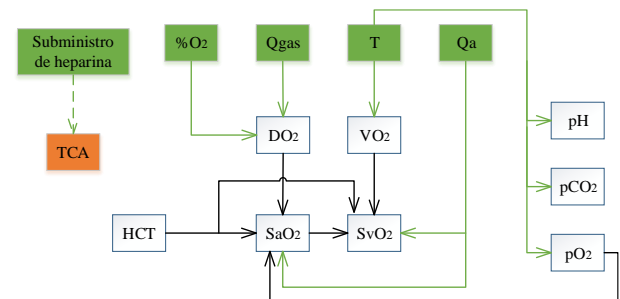


Figura 2. Diagrama de la relación entre los parámetros centrados en la regulación del oxígeno

Para controlar la saturación parcial de oxígeno en sangre venosa (S_vO_2) el jugador actúa sobre la temperatura, la Q_a y la mezcla de gases (ver figura 2). La temperatura regula la cantidad de oxígeno que consume el paciente (VO_2) y la presión parcial de oxígeno en sangre arterial (pO_2). La concentración de oxígeno de la mezcla de gases ($\%O_2$) y la velocidad de flujo de esta mezcla (Q_{gas}) determinan la cantidad de oxígeno suministrado al paciente (DO_2). La saturación parcial de oxígeno en sangre arterial (S_aO_2) se calcula en función de DO_2 , de Q_a y pO_2 y, finalmente la S_vO_2 se calcula en función de VO_2 y de S_aO_2 .

Se ha simplificado el cálculo de los parámetros de la gasometría, considerando que solo dependen de la temperatura: para cada 1°C que disminuye la temperatura, el potencial de hidrógeno (pH) aumenta 0,0147 unidades su

valor, la pO_2 disminuye un 7,2%, y la presión parcial de dióxido de carbono (pCO_2) lo hace en un 4,4%. Se asume que a 37°C el pH es de 7.4, la pO_2 de 100 mmHg y la pCO_2 de 40 mmHg [1].

El DO_2 se calcula directamente como el producto de la % O_2 con la Q_{gas} ya que la fracción de oxígeno que se transfiere en el oxigenador se ha considerado nula [5]. El porcentaje de S_aO_2 se calcula según el modelo de la ecuación 2, en la que DO_2 se expresa en $ml O_2/min$, Q_a en $l sangre/min$, pO_2 en $mmHg$ y HCT en porcentaje. Se asume que la cantidad de oxígeno disuelto en el plasma (en 100 ml de sangre), para cada mmHg de pO_2 , es de 0.031 ml/l sangre (coeficiente de Bunsen) y que en cada g de hemoglobina ($0.33 \cdot HCT$) se pueden unir 1.38 ml de oxígeno [1].

$$S_aO_2 = \frac{DO_2 - Q_a \cdot pO_2 \cdot 0.031}{Q_a \cdot 1.38 \cdot HCT \cdot 0.33} \cdot 100 \quad (2)$$

Para simplificar el cálculo de VO_2 , se ha hecho una aproximación (3) teniendo en cuenta que en condiciones fisiológicas (a 37°C) se tienen valores de VO_2 entre 20 y 90 $ml O_2/min$ por cada kg de peso del paciente; y que este valor se reduce aproximadamente un 50% por cada 7°C que disminuye la temperatura [1].

$$VO_2 = 0.5127 \cdot e^{0.099 \cdot T} \quad (3)$$

Así, el porcentaje de S_vO_2 se calcula con la ecuación 4 en función del hematocrito HCT (en porcentaje):

$$S_vO_2 = \left[\frac{S_aO_2}{100} - \frac{VO_2}{Q \cdot 1.38 \cdot HCT \cdot 0.33} \right] \cdot 100 \quad (4)$$

El valor del tiempo de coagulación activa (TCA) que controla el nivel de heparina se mantiene a 560 segundos, para que no haya peligro de coagulación durante la CEC [6], pero se verá alterado por el sistema de forma programada para que el usuario reaccione.

3.2. Jugabilidad y sistema de evaluación

Para proporcionar al juego un nivel de reto adecuado, se ha diseñado, con la ayuda de profesionales perfusionistas experimentados, un sistema de evaluación basado en puntos y vidas que penaliza los errores en la práctica de la perfusión. De esta manera, se pretende que el juego sirva para evaluar el tercer peldaño de la pirámide de Miller [7] “demostrar cómo se hace”.

Para cada constante vital, se ha establecido una escala de 0 a 3 de validez, correspondiendo 0 a valores inaceptables, fatales para el paciente y 3 a valores adecuados. El estado global del paciente también se mide en una escala del 0 al 3 (puntuación global) y se calcula como el nivel mínimo de validez de todas las constantes vitales. A cada rango de esta escala global está asociado un tiempo y unas vidas de manera que el usuario va perdiendo vidas dependiendo del tiempo que permanece en un valor de puntuación global erróneo. El nivel 0 es fatal y supone una pérdida instantánea de todas las vidas y el final del juego. El juego proporciona retroalimentación continua de la puntuación global. Se han establecido distintos niveles de dificultad en función de si el juego proporciona o no mensajes de alarma sobre los valores fuera del rango normal, de la frecuencia de los sucesos imprevistos y de la escala temporal del juego.

Todas las acciones del jugador quedan registradas para una eventual post-evaluación, por lo que el juego puede servir también como herramienta de evaluación en el aula.

4. Implementación

El videojuego presenta un entorno realista de un quirófano en 3D, para proporcionar una mayor sensación de inmersión al jugador (figura 3).

La posición de la cámara es fija, simulando que el jugador está sentado delante de la máquina, evitando el desplazamiento por el entorno para así reducir la complejidad de la interfaz. Sin embargo, se permite que el jugador rote la cámara como si girase la cabeza desde la silla. Se le permite también hacer *zoom in* y *zoom out*, simulando que se acerca con el cuerpo para centrar la vista en un determinado punto (por ejemplo para ver bien el valor de un visor) y luego volver a la vista panorámica para no desorientarse.



Figura 3. Quirófano virtual

La bomba de CEC virtual se ha modelado de forma realista con sus elementos principales como las bombas de rodillo, el mezclador de gases, etc. Además también se ha modelado un intercambiador de calor, algunos fármacos útiles, así como elementos decorativos que enriquecen la escena.

En la figura 4 se han agrupado los diferentes monitores que muestran los parámetros principales que el perfusionista necesita consultar durante una intervención. La figura 5 presenta los elementos de interacción.



Figura 4. Monitores e indicadores

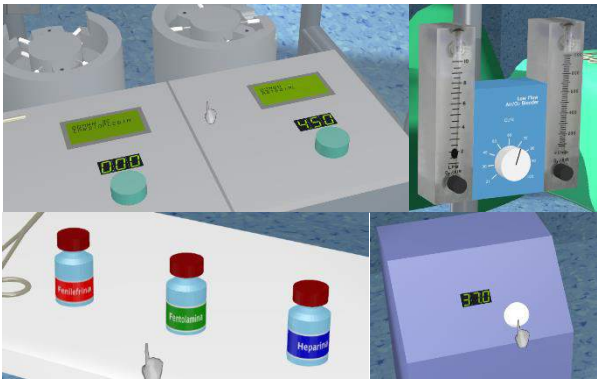


Figura 5. Elementos de interacción

Durante el juego, se reproduce un audio de fondo que simula los sonidos habituales en un quirófano. También se reproducen los mensajes del cirujano virtual tanto en voz como escritos. Además, el jugador puede ver en pantalla los diferentes mensajes de retroalimentación y su puntuación según el sistema de evaluación diseñado, descrito en el apartado 3.2.

Para la implementación del juego se ha utilizado el motor de juego de *Blender (open-source)* que proporciona el bucle estándar de juego y el renderizado. Cada vez que el jugador interactúa con algún parámetro, éste se actualiza y desencadena los cálculos de los parámetros dependientes, la mensajería y el sistema de evaluación.

Se ha implementado un sistema para la actualización gráfica de los visores y los monitores. Cada dígito de un visor numérico está asociado a una textura compuesta por la imagen del dígito. Cada vez que se actualiza el valor, se cambia la textura por la del dígito correspondiente. Los visores gráficos del ECG, la MAP y la CVP muestran sólo una parte de una textura que representa todas las fases del ciclo del parámetro. Por ejemplo, en la figura 6 se muestra la textura del ECG con tres fases: el corazón latiendo, parado, y volviendo a latir. Inicialmente se muestra por el monitor la parte que corresponde al corazón latiendo; en el momento que el corazón virtual deja de latir gracias al subministro de cardioplegia, el visor se desplaza hacia la fase siguiente y cuando acaba el BCP, se vuelve a desplazar hacia la tercera fase.



Figura 6. Textura del electrocardiograma (ECG) con una transición de parada cardíaca

5. Validación

Para la validación funcional del modelo, se ha verificado cada una de las fórmulas implementadas con los datos de las fuentes bibliográficas correspondientes. La validación funcional del sistema en su conjunto se ha basado, por una parte en la opinión de perfusionistas profesionales y, por otra en una comparación con el modelo de comportamiento del

simulador físico *Orpheus* [3] obteniendo una buena correlación entre ambos modelos.

Para validar la usabilidad tecnológica del juego, durante su desarrollo y periódicamente se han realizado pruebas cualitativas con dos grupos de 4 y 8 perfusionistas y un grupo de 7 usuarios no perfusionistas, todos voluntarios. Los usuarios fueron sometidos a una encuesta de opinión sobre el entorno gráfico, la navegación, el zoom y la interacción obteniendo una buena valoración (4 sobre 5) incluso por parte de usuarios no acostumbrados a los juegos 3D. Los aspectos a mejorar son relativos al manejo de la cámara, demasiado sensible al movimiento del ratón y la necesidad de tener una cámara adicional para poder controlar simultáneamente todos los visores.

Respecto al potencial pedagógico del juego, aunque aún no se ha podido hacer una evaluación comparativa con otros métodos de enseñanza, los usuarios profesionales que han probado el juego han opinado que tiene un alto potencial como herramienta pedagógica.

6. Conclusiones

Los juegos serios pueden constituir en el futuro cercano una herramienta amable y sistemática de entrenamiento y evaluación en el ámbito de la educación en medicina. En este artículo se ha presentado el diseño, implementación de un juego serio de entrenamiento a la perfusión. Para su desarrollo ha sido necesaria una estrecha cooperación entre clínicos especializados y técnicos. Los resultados de la primera evaluación cualitativa del juego son alentadores porque muestran un interés real de los profesionales por este tipo de herramientas.

Las líneas de trabajo futuro son la validación funcional del modelo con datos masivos de pacientes, la mejora de la interfaz atendiendo a los comentarios de los usuarios y el diseño de un experimento de validación de su utilidad pedagógica.

Referencias

- [1] Gomar, C., Mata, M. T., Pomar, J. L. *Fisiopatología y técnicas de circulación extracorpórea*. Barcelona, Ergon 2012 (2ª Ed).
- [2] Curry L. *Cognitive and learning styles in medical education*. Acad Med 1999; 74: 409-13.
- [3] Morris RW, Pybus DA. *Orpheus"cardiopulmonary bypass simulation system*. J Extra Corpor Technol. Dec; 39(4):228-33. 2007.
- [4] Brodie JE, Johnson RB. *The manual of clinical perfusion*. Augusta Glendale Medical Corporation, 1994, 9-14.
- [5] Alston RP., Glassford NJ., Torrie A. *Measurement of systemic carbon dioxide production during cardiopulmonary bypass: a comparison of Fick's principle with oxygenator exhaust output*, Perfusion 2003; 18: 339/344.
- [6] Regueira T., Andresen M. *Manipulación del transporte y consumo de oxígeno en la sepsis*, Rev Med Chile 2010; 138: 233-242.
- [7] Miller GE. *The assessment of clinical skills/competence/performance*. Acad Med 1990; 65 (Suppl.):S63-S67.