

Universitat Politècnica de Catalunya
Dep. Teoria del Senyal i Comunicacions
E.T.S. d'Enginyeria de Telecomunicació

**MÉTODOS NUMÉRICOS PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS:
PROBLEMAS DIRECTO E INVERSO ELECTROMAGNÉTICOS**

Jordi J. Mallorquí Franquet
Director: Antoni Broquetas Ibars

Tesi Doctoral presentada a la
Universitat Politècnica de Catalunya
per a l'obtenció del títol de Doctor
Enginyer de Telecomunicació.

Barcelona, Febrer 1995.

Tórax (NAE=32, NAR=17)

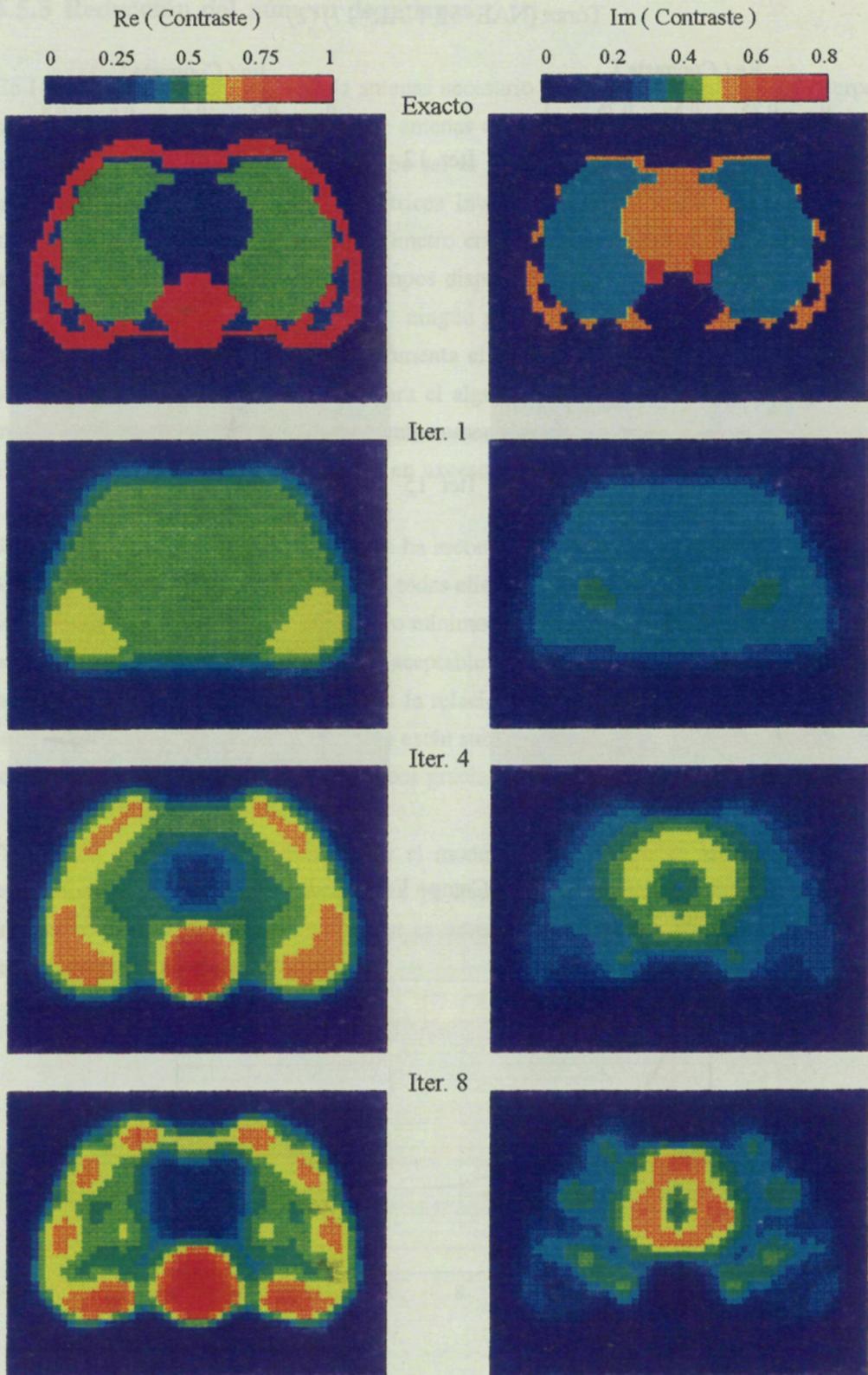


Fig. 6.23a Reconstrucción del modelo de tórax con NAE = 32 y NAR = 17.

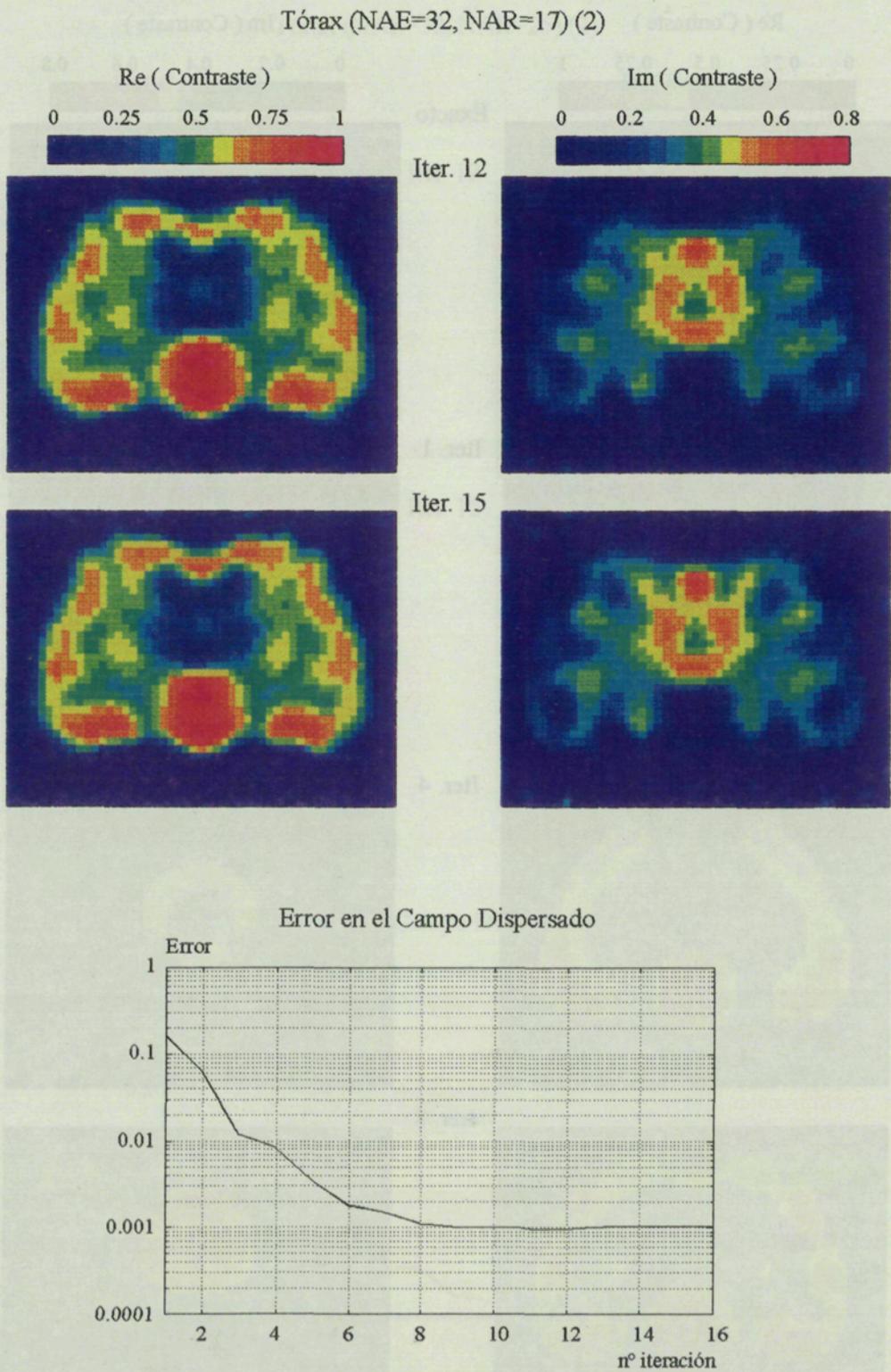


Fig. 6.23b Reconstrucción del modelo de tórax con NAE = 32 y NAR = 17.

6.5.3 Reducción del número de antenas

En {6.4.5} se habló del número de antenas necesario para poder reconstruir los cuerpos bajo medida. En primer lugar, el número de antenas debe permitir muestrear el campo dispersado correctamente, y en segundo lugar, debe ser el suficiente como para proporcionar los datos necesarios para poder invertir las matrices involucradas. Los resultados obtenidos en las simulaciones indican que el único parámetro crítico es el primero, mientras que el segundo no afecta. Mientras se tengan unos campos dispersados correctamente muestreados, es decir cumplan el criterio de Nyquist, no hay ningún problema en que el sistema de ecuaciones a invertir esté subdimensionado. Si se aumenta el número de antenas por encima de Nyquist, se dispone de más datos de entrada para el algoritmo, pero la mayoría de ellos no aportan información nueva, con lo cual únicamente aumentan el tamaño de las matrices, y lógicamente el tiempo de cálculo, pero sin mejorar en exceso el comportamiento del algoritmo.

Se ha tomado el modelo de cuello y se ha reconstruido reduciendo el número de antenas de 32, Fig. 6.24, a 16, Fig. 6.25, pudiendo todas ellas actuar como receptoras. Teóricamente con 16 antenas se está por debajo del número mínimo para cumplir Nyquist, aproximadamente 25, pero el algoritmo consigue una imagen aceptable. Con 32 antenas la relación datos/incógnitas es de 0.8, mientras que con 16 antenas la relación se reduce a 0.2. Aunque los sistemas de ecuaciones involucrados en la inversión están subdimensionados, no hay ningún problema en resolverlos mediante mínimos cuadráticos gracias al proceso de regularización.

Finalmente se ha intentado reconstruir el modelo de tórax con 16 antenas, Fig. 6.26, los resultados son lógicamente muy pobres ya que para el tamaño del cuerpo el número de antenas requerido para cumplir Nyquist es aproximadamente 32. En este caso, la relación datos/incógnitas se sitúa en 0.13.

Cuello (NAE=32, NAR=32)

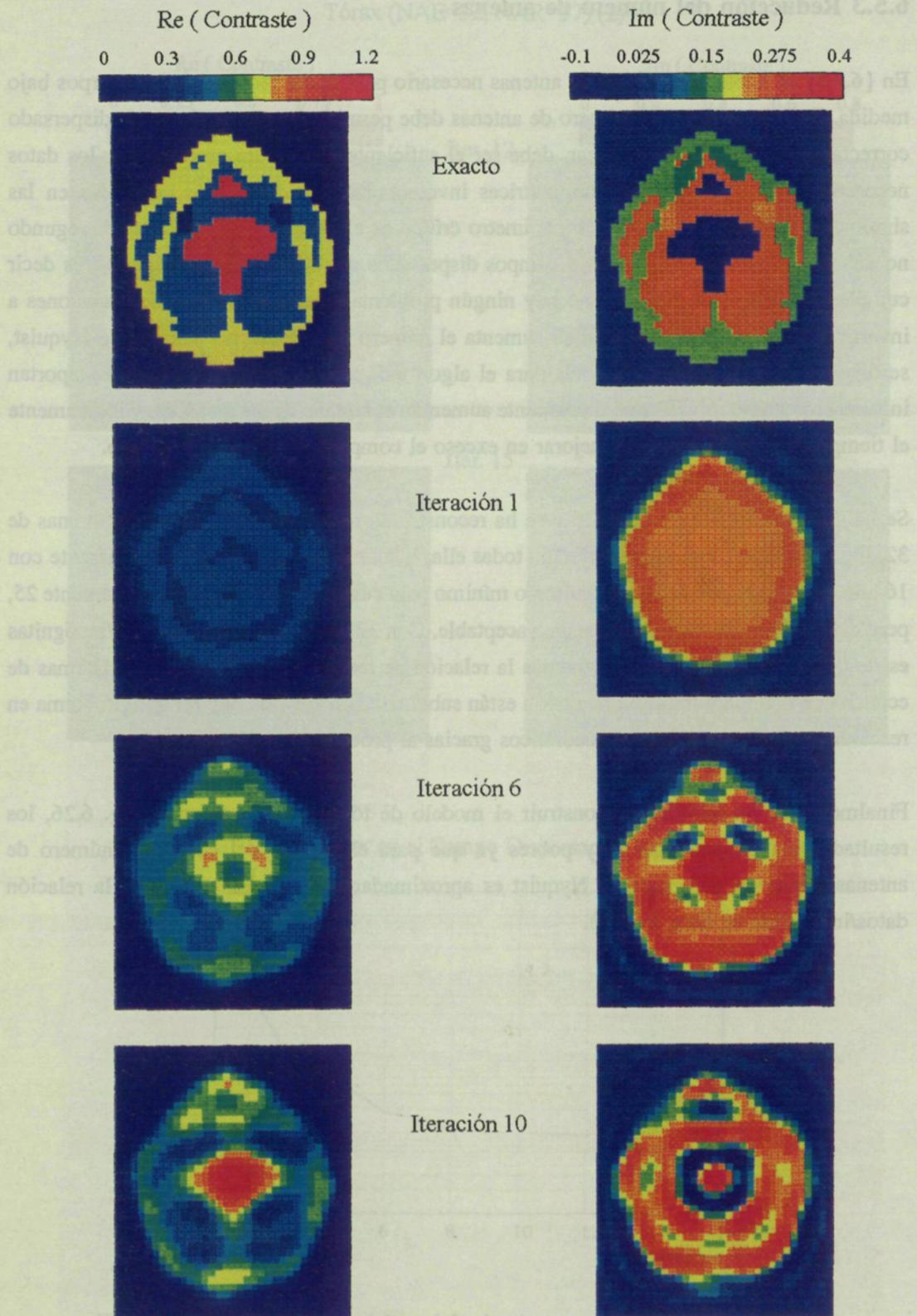


Fig. 6.24a Reconstrucción del modelo de cuello con $NAE = 32$ y $NAR = 32$.

Cuello (NAE=32, NAR=32) (2)

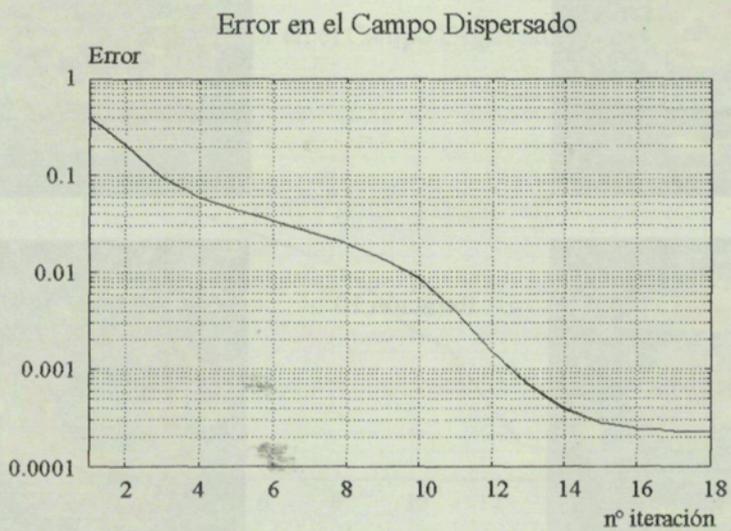
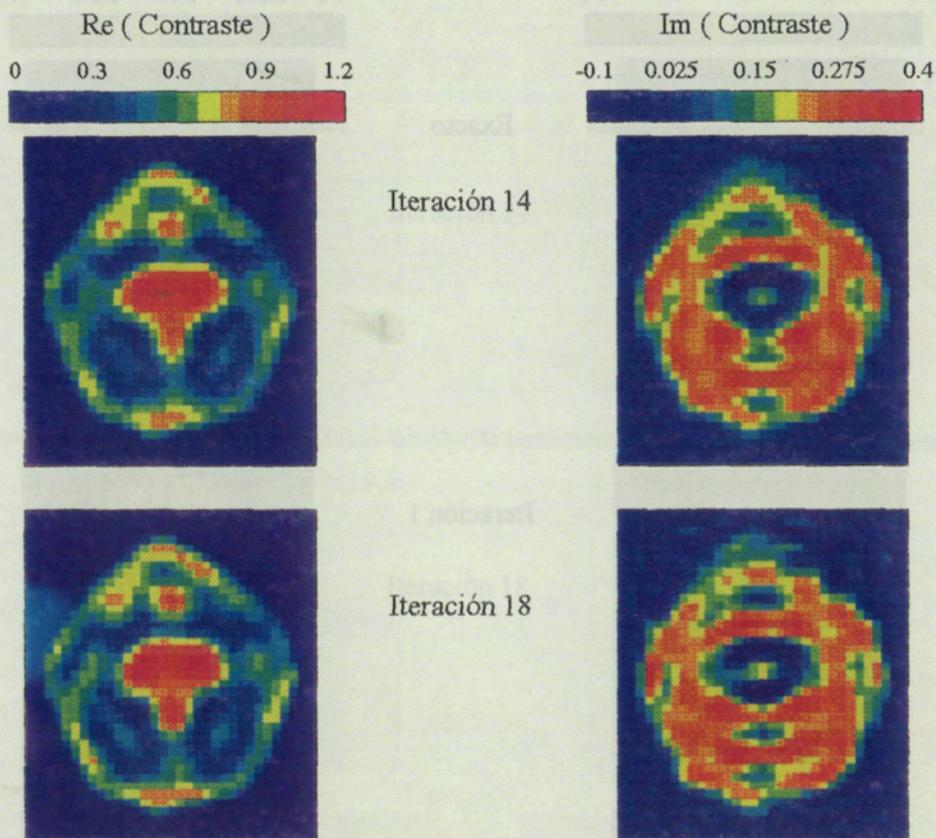


Fig. 6.24b Reconstrucción del modelo de cuello con NAE = 32 y NAR = 32.

Cuello (NAE=16, NAR=16)

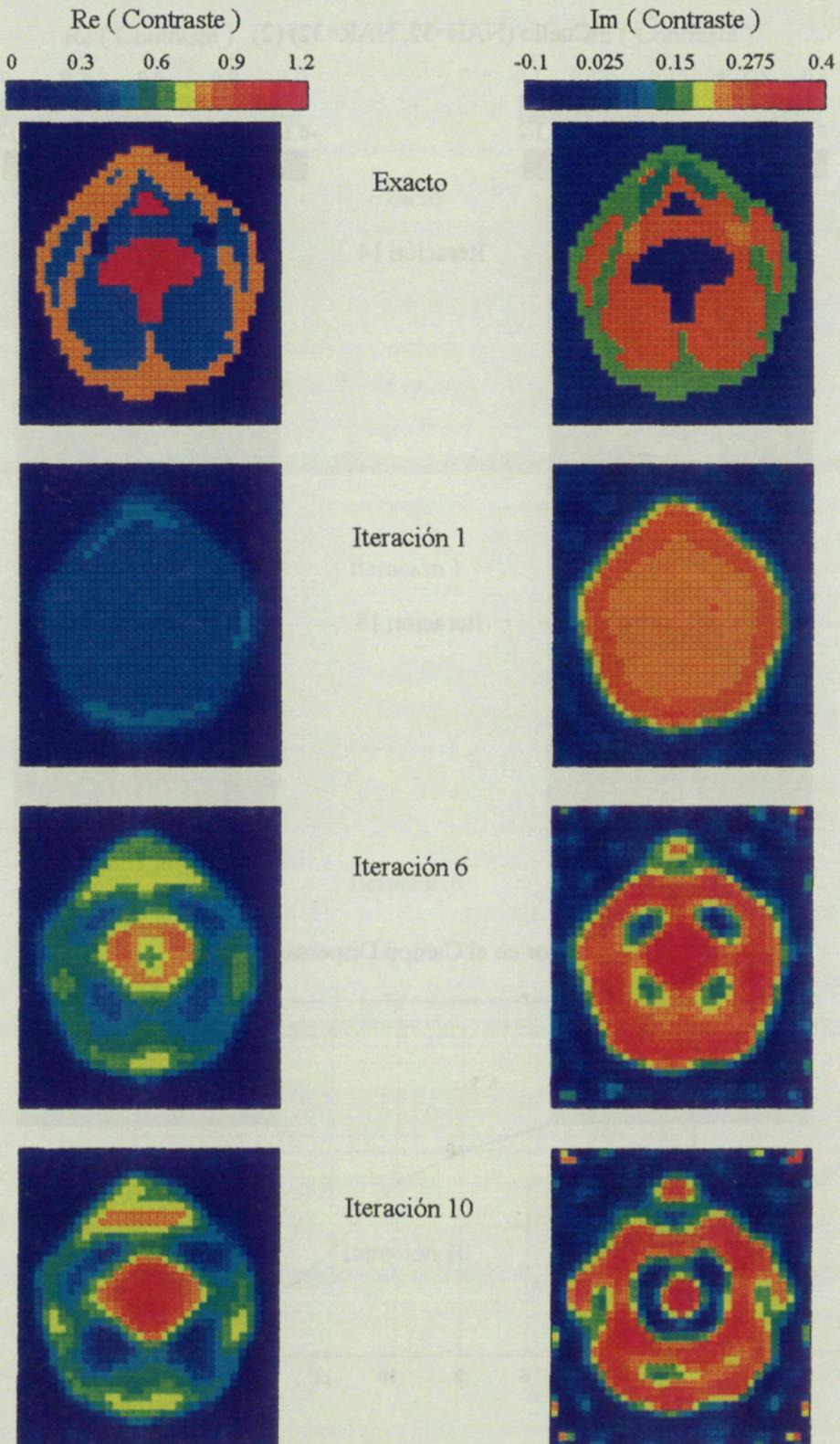


Fig. 6.25a Reconstrucción del modelo de cuello con $NAE = 16$ y $NAR = 16$.

Cuello (NAE=16, NAR=16) (2)

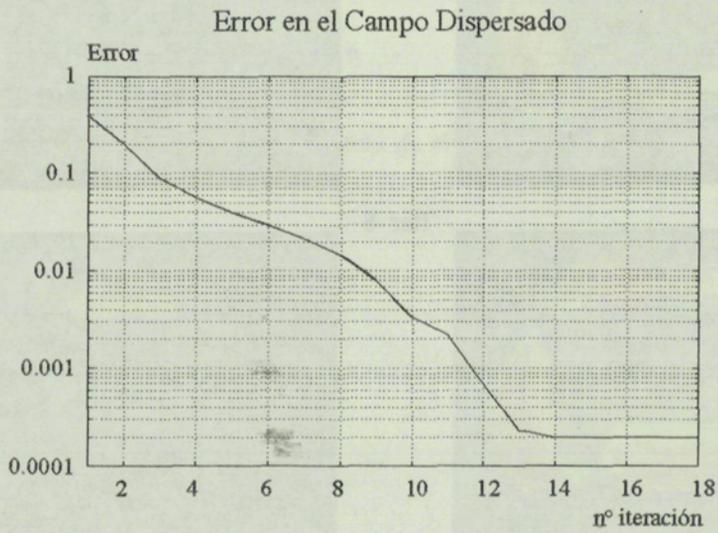
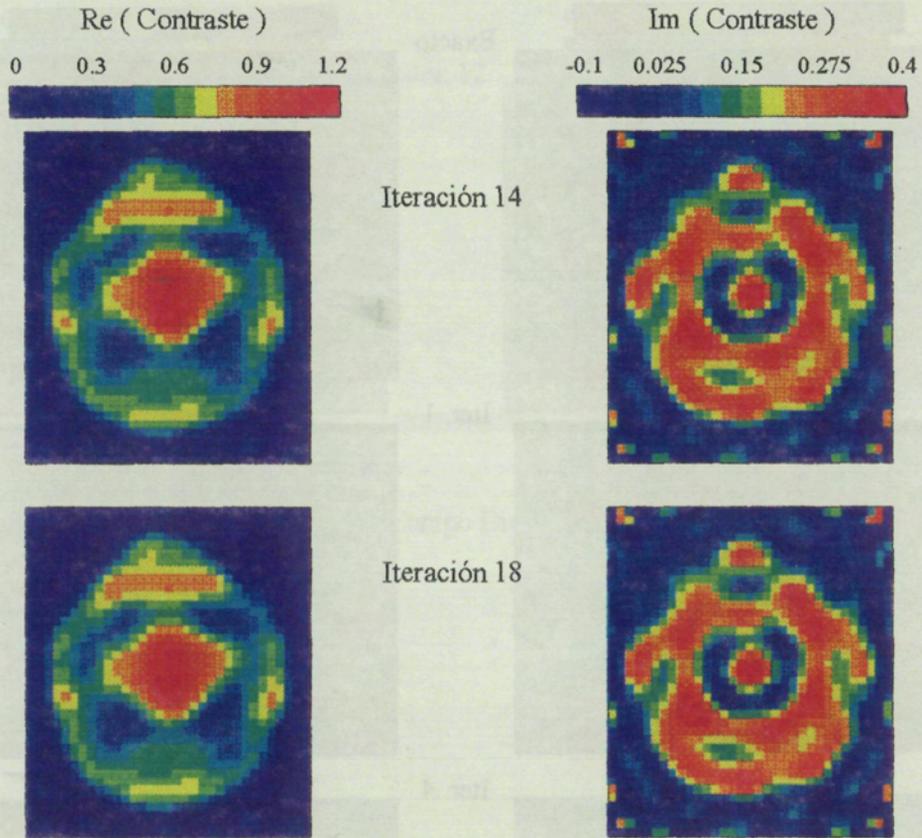


Fig. 6.25b Reconstrucción del modelo de cuello con NAE = 16 y NAR = 16.

Tórax (NAE=16, NAR=16)

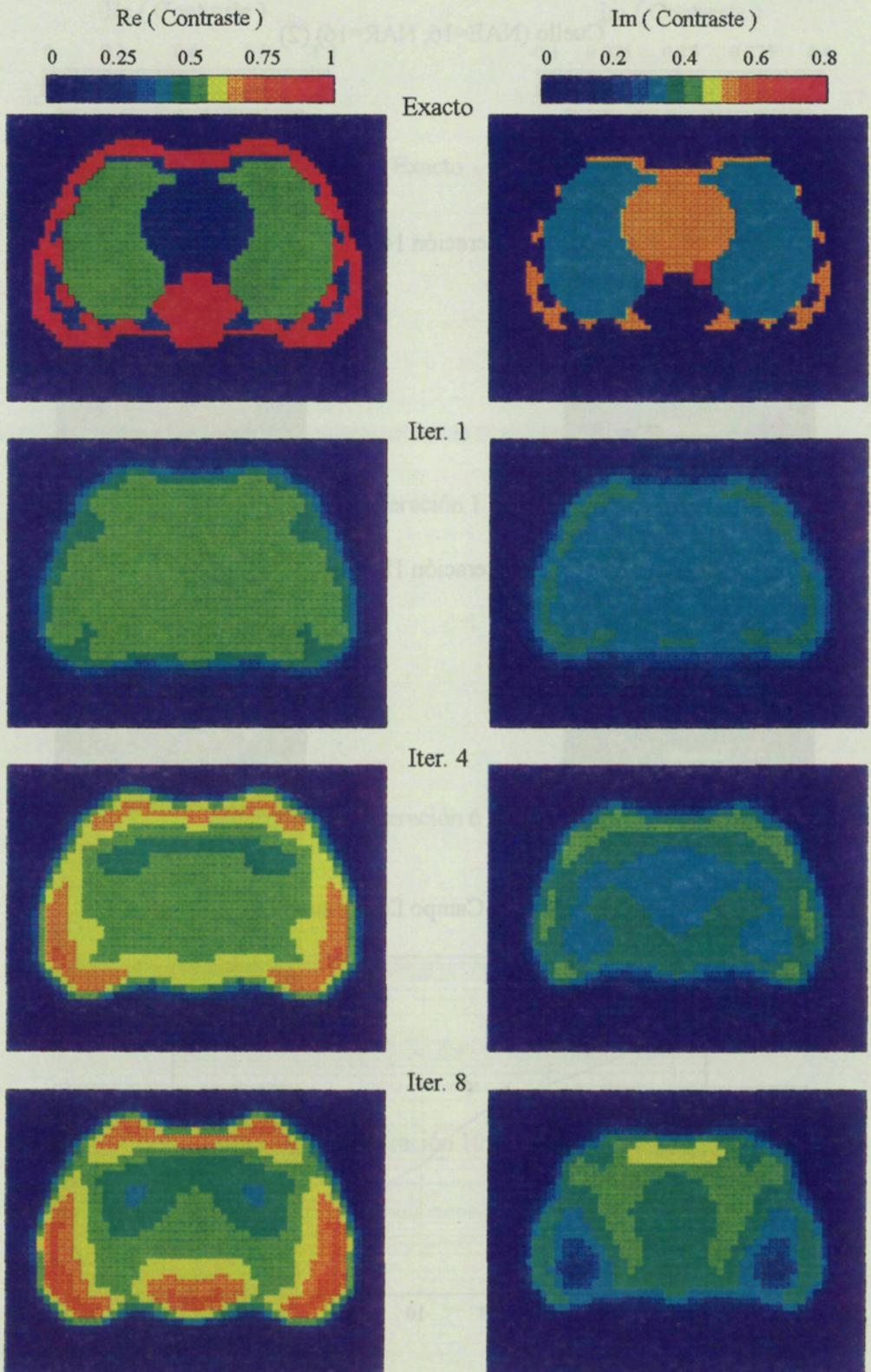


Fig. 6.26a Reconstrucción del modelo de tórax con $NAE = 16$ y $NAR = 16$.

Tórax (NAE=16, NAR=16) (2)

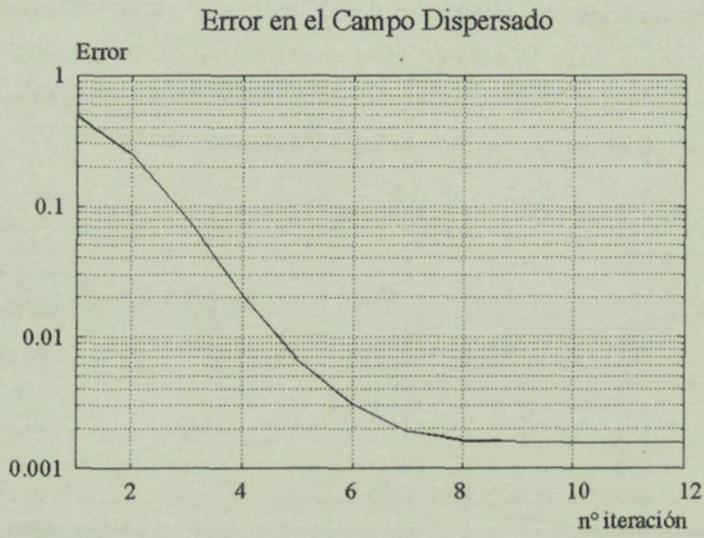
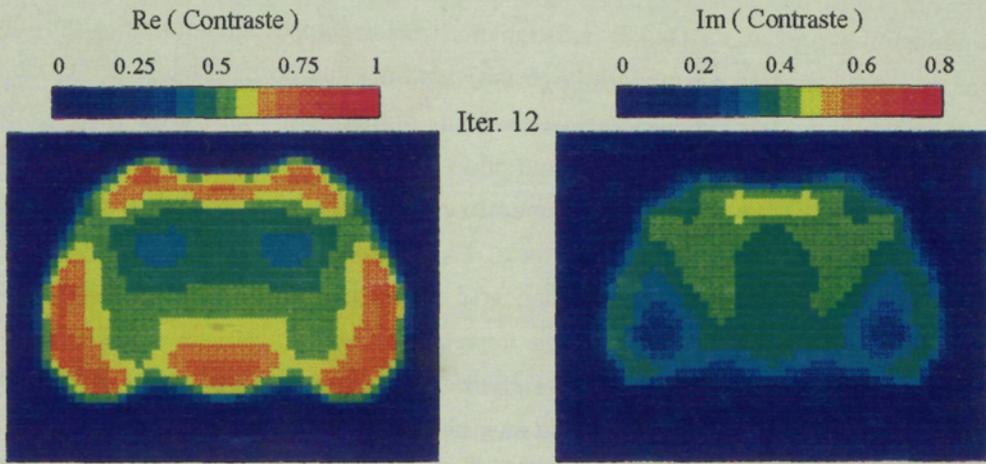


Fig. 6.26b Reconstrucción del modelo de tórax con NAE = 16 y NAR = 16.

6.5.4 Adaptación del medio externo

Las simulaciones previas de {6.4.7} mostraban el mejor comportamiento del algoritmo al escoger un medio externo adaptado a la permitividad del cuerpo bajo exploración. En este apartado se presentan dos simulaciones de cuello, la primera utilizando como medio externo agua, Fig. 6.27, y la segunda utilizando un líquido más adaptado a la permitividad media del cuerpo, Fig. 6.28. En ambos casos se ha supuesto un sistema ideal trabajando con 64 antenas, pudiendo todas ellas actuar como receptoras. La constante dieléctrica del medio externo adaptado, en este caso $60 -j3.6$, puede sintetizarse de forma muy sencilla mediante mezcla de agua y alcoholes [Mallorquí '90]. En la iteración 16 se produce una saturación de la convergencia si se utiliza agua. Pero con el medio adaptado, la pendiente del error en el campo dispersado en la iteración 18 es aun muy negativa y si se dejara continuar al algoritmo se podría mejorar la imagen reconstruida. En ambos casos se ha utilizado el mismo parámetro de regularización, aunque se podría haber relajado en el caso mejor adaptado permitiéndole una mayor velocidad de convergencia. La calidad de la imagen en la última iteración es muy parecida en ambos casos, pero la cota de error necesaria en el campo dispersado es muy inferior con agua, 0.00025 (-72 dB), frente a la del medio adaptado, 0.0025 (-52 dB). La mejora de la adaptación al cuerpo permite reducir los requerimientos de S/N.

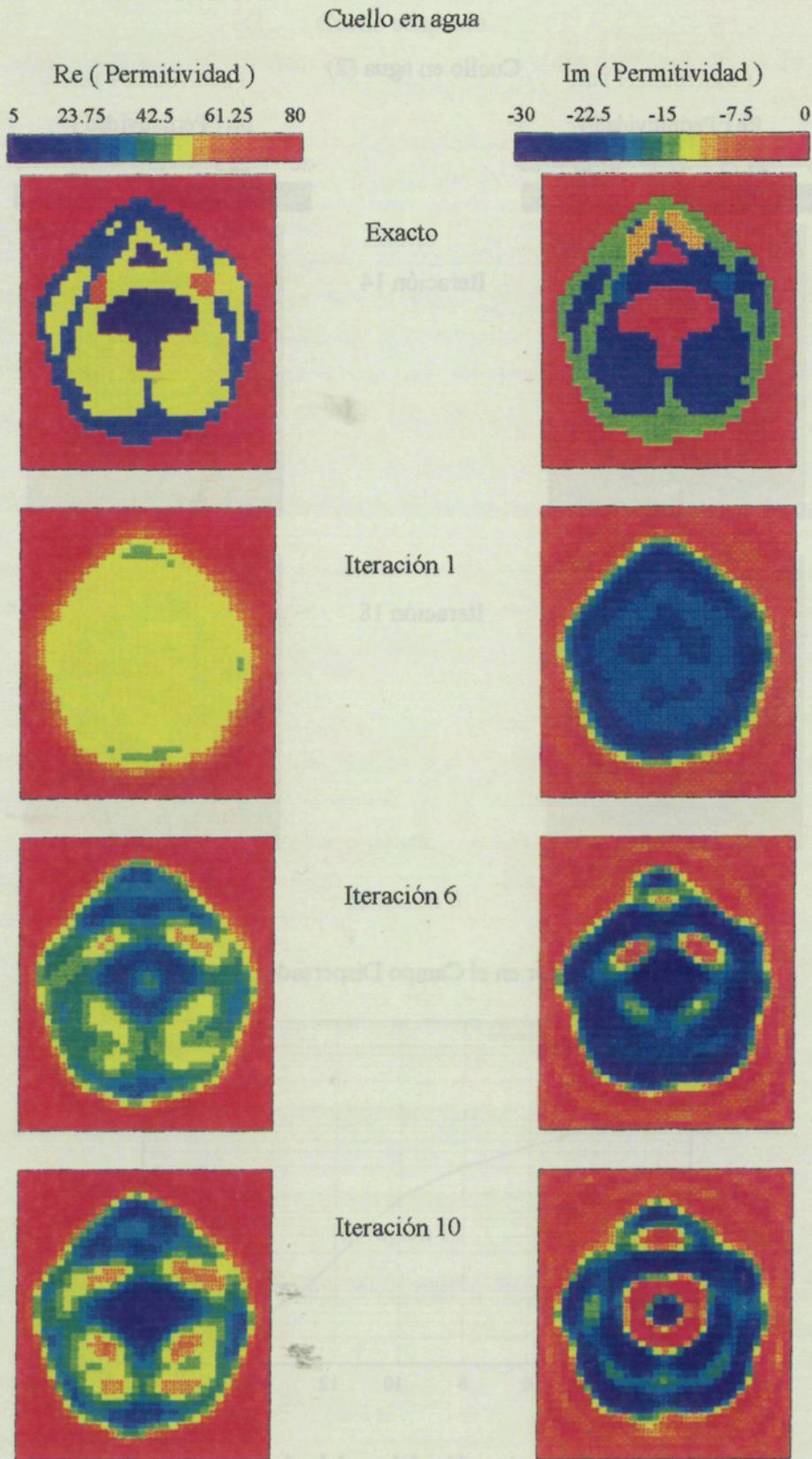


Fig. 6.27a Reconstrucción del modelo de cuello en agua.

Cuello en agua (2)

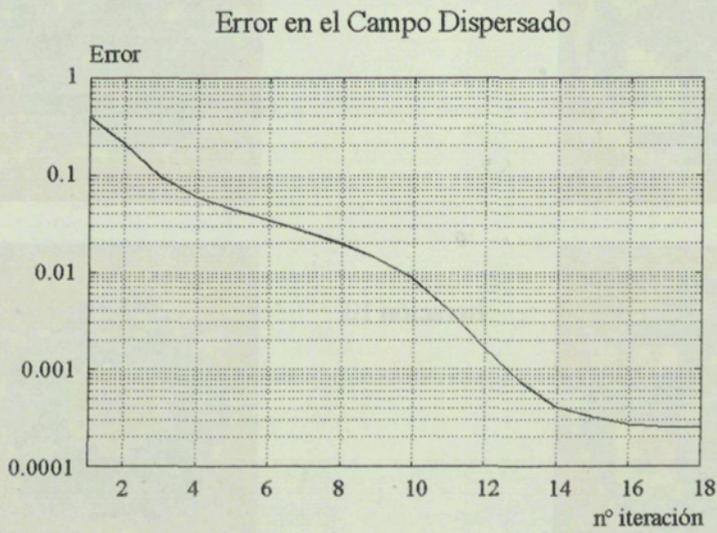
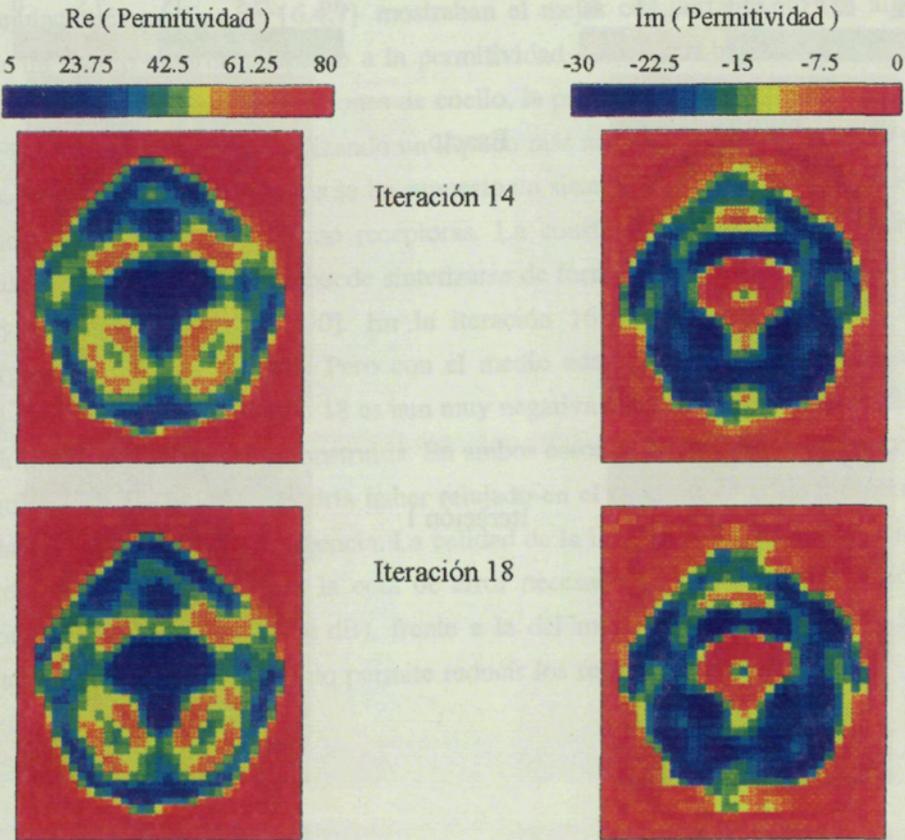


Fig. 6.27b Reconstrucción del modelo de cuello en agua.

Cuello adaptado

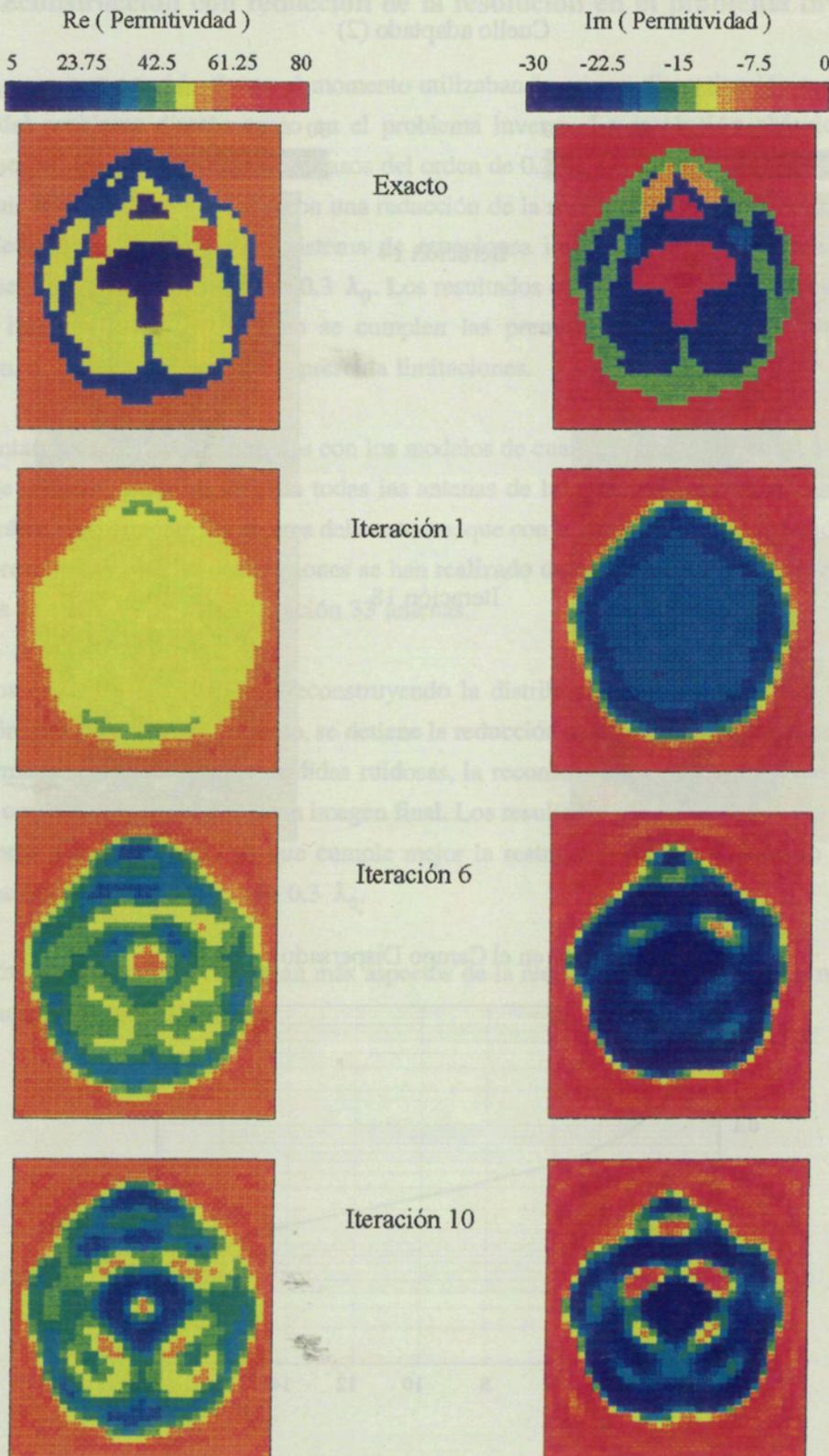


Fig. 6.28a Reconstrucción del modelo de cuello adaptado.

Cuello adaptado (2)

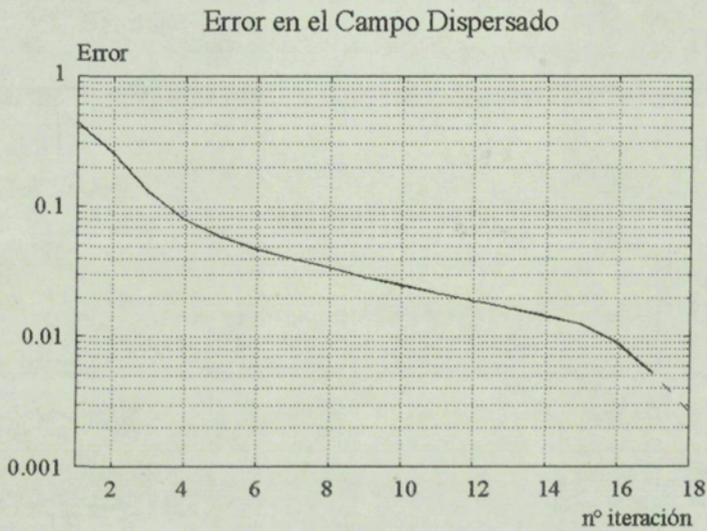
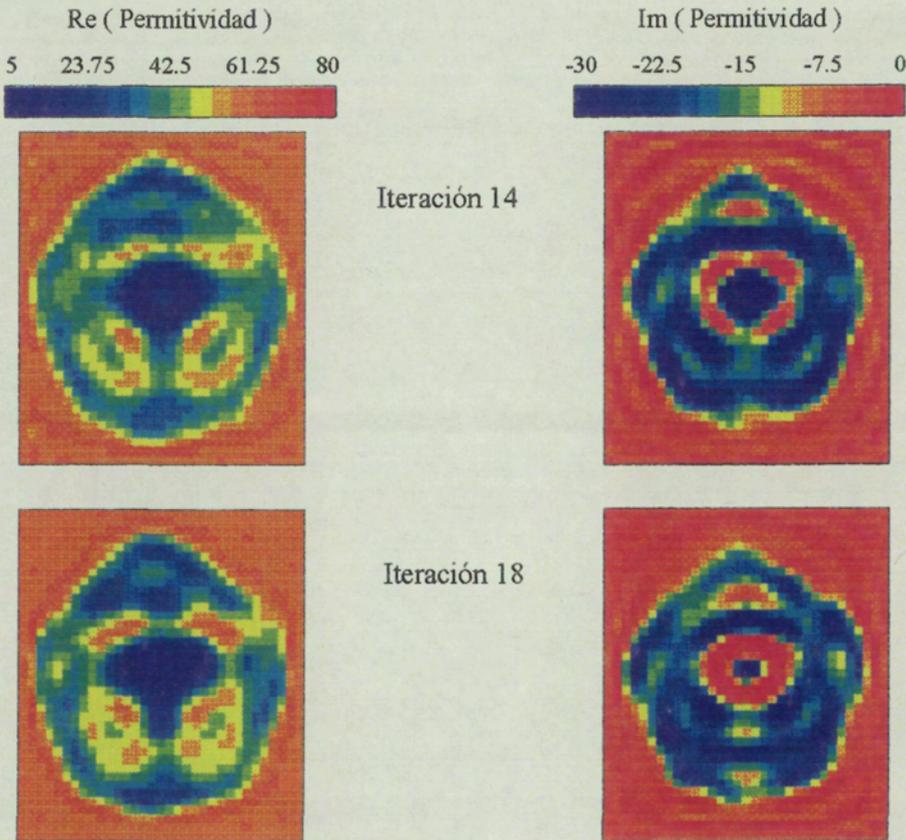


Fig. 6.28b Reconstrucción del modelo de cuello adaptado.

6.5.5 Reconstrucción con reducción de la resolución en el problema inverso

Las imágenes reconstruidas hasta el momento utilizaban la misma discretización tanto en el cálculo del problema directo como en el problema inverso. La resolución obtenida en la reconstrucción era en el mejor de los casos del orden de $0.3-0.5 \lambda_0$. Por lo tanto, se intentará reconstruir los modelos anteriores con una reducción de la resolución en el problema inverso de 3. Mediante la reducción del sistema de ecuaciones implícito en el problema inverso {6.4.4} se pasa a una resolución de $0.3 \lambda_0$. Los resultados obtenidos indican que si el objeto es muy inhomogéneo, es decir no se cumplen las premisas de partida para realizar la reducción, el cambio de resolución presenta limitaciones.

Se presentan los resultados obtenidos con los modelos de cuello, Fig. 6.29, y tórax, Fig. 6.30. Ya puede intuirse que si se utilizan todas las antenas de la agrupación como receptoras, se penalizarán excesivamente los errores del contorno, que con la limitación en la resolución será más impreciso. Por ello las simulaciones se han realizado únicamente con la semiagrupación opuesta a la emisora, en esta aplicación 33 antenas.

En ambos casos, el algoritmo va reconstruyendo la distribución interna de tejidos en baja resolución, pero llegado cierto punto, se detiene la reducción del error en el campo dispersado y, de forma parecida al caso de medidas ruidosas, la reconstrucción del contraste empieza a diverger empeorando la calidad de la imagen final. Los resultados proporcionados por el tórax son mejores a los del cuello ya que cumple mejor la restricción de que el modelo original tenga una resolución del orden de $0.3 \lambda_0$.

En el próximo apartado se comentan más aspectos de la reducción de la resolución mediante reconstrucción de medidas reales.

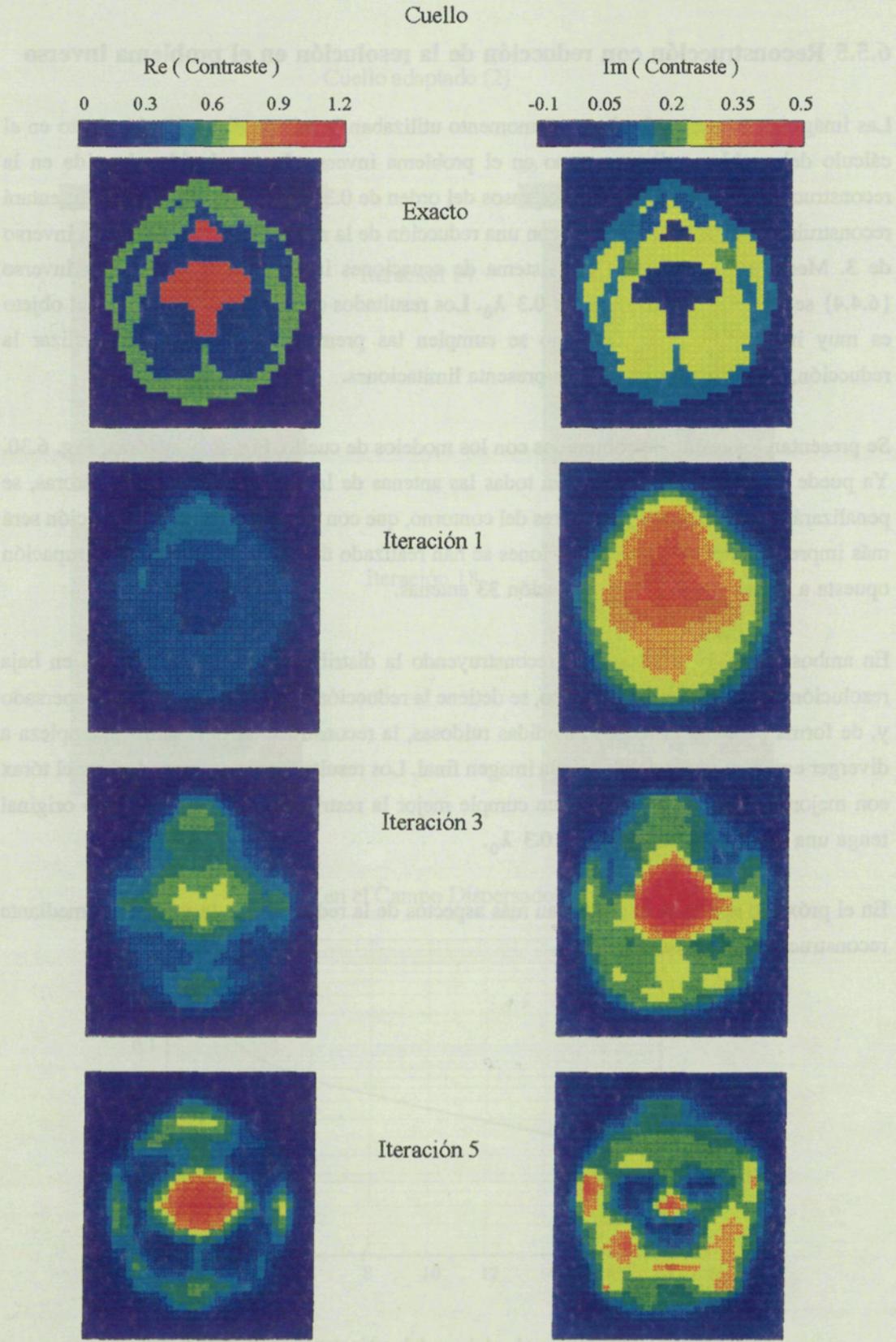


Fig. 6.29a Reconstrucción del cuello con cambio de resolución en el problema inverso.

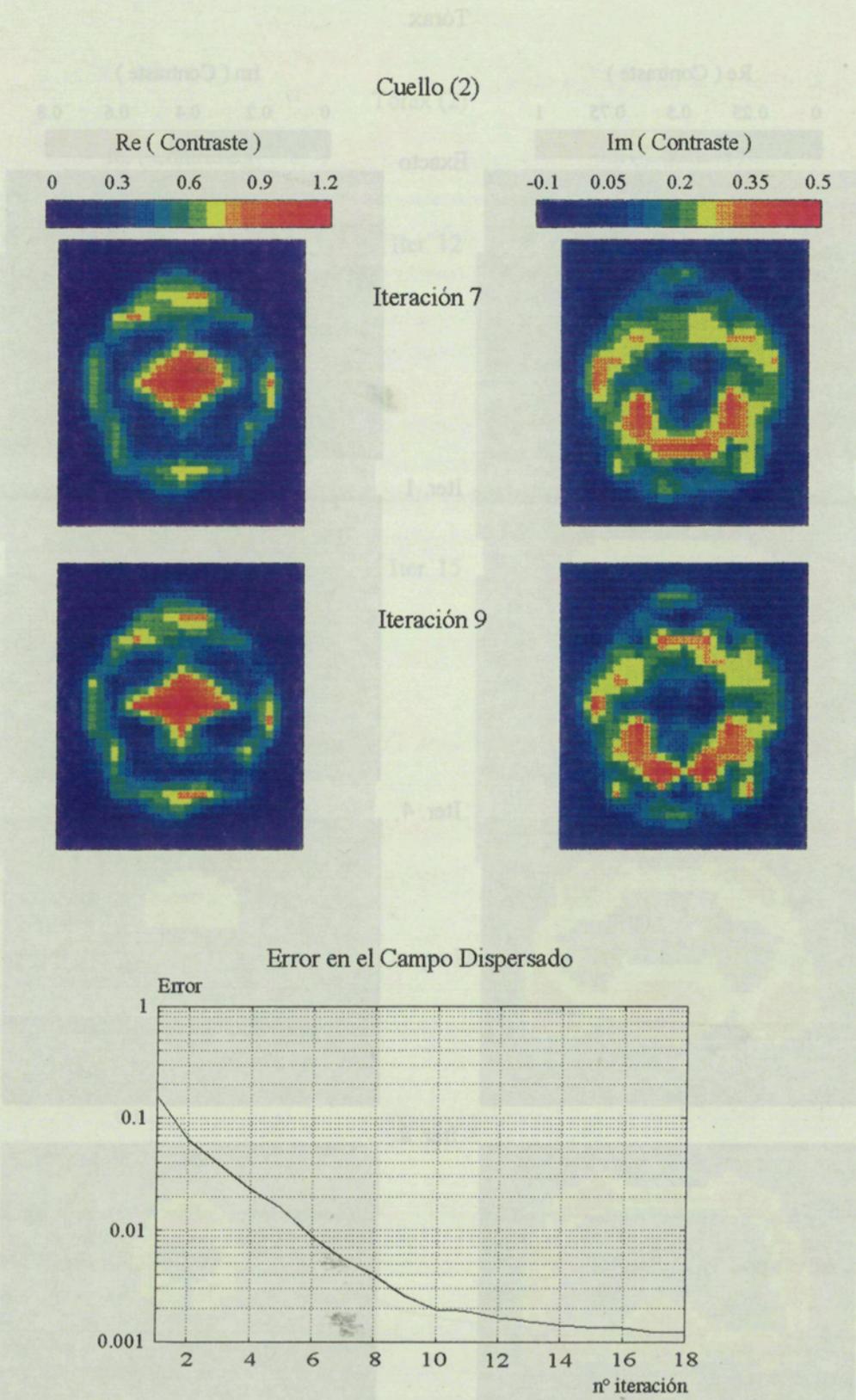


Fig. 6.29b Reconstrucción del cuello con cambio de resolución en el problema inverso.

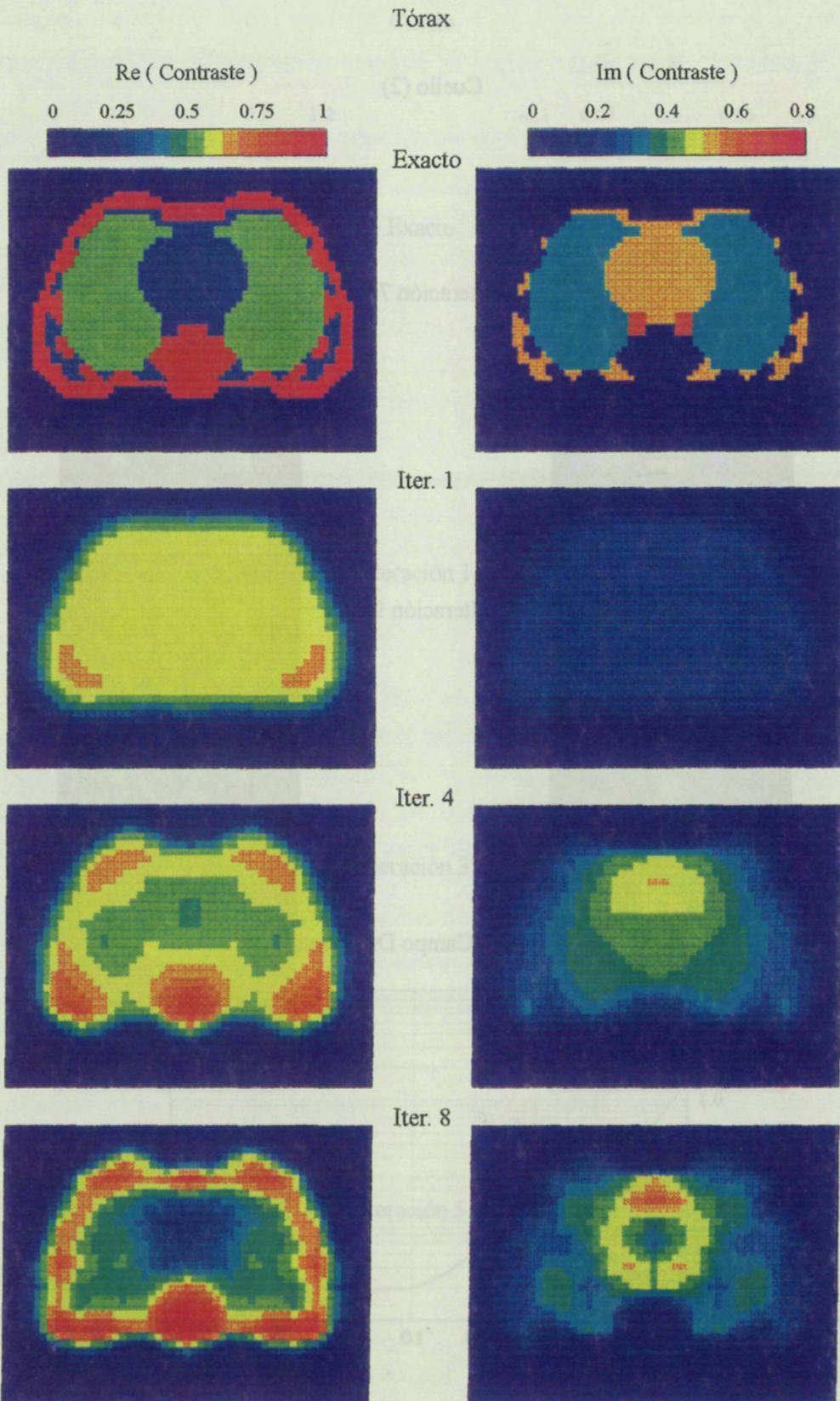


Fig. 6.30a Reconstrucción del tórax con cambio de resolución en el problema inverso.

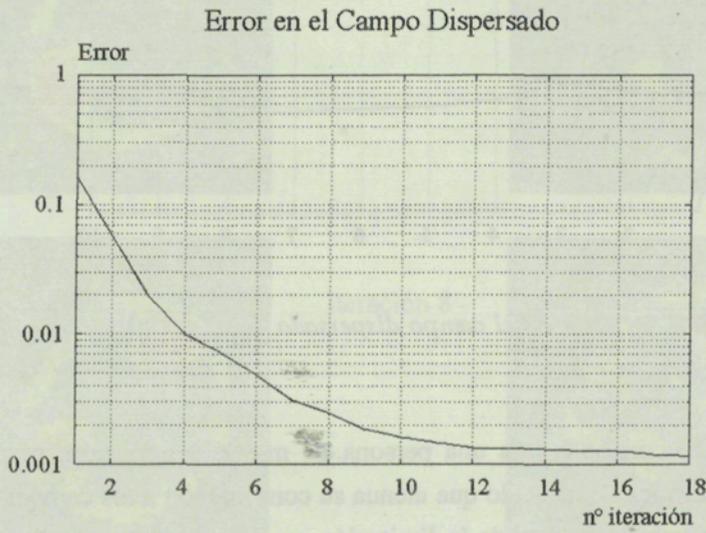
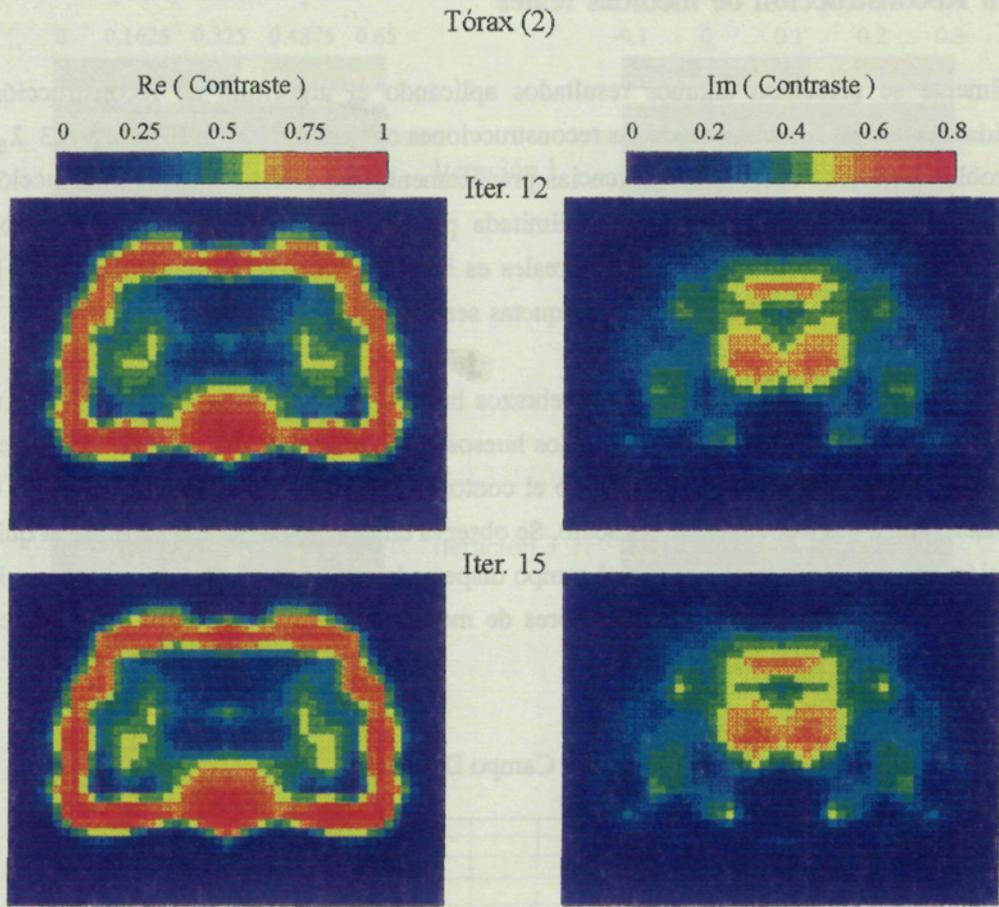


Fig. 6.30b Reconstrucción del tórax con cambio de resolución en el problema inverso.