

DOI: 10.58490/ctjump.2026i97.4513

VAI TRÒ HÌNH ẢNH HỌC TRONG CHẨN ĐOÁN ĐỘNG KINH TRẺ EM**Phạm Thị Anh Thu^{1*}, Nguyễn Ngọc Pi Doanh², Trần Nam Hưng²***1. Trường Đại học Y Dược Cần Thơ**2. Bệnh viện Nhi Đồng 2, Thành phố Hồ Chí Minh***Email: ptathu@ctump.edu.vn**Ngày nhận bài: 22/02/2026**Ngày phản biện: 22/4/2026**Ngày duyệt đăng: 25/4/2026***TÓM TẮT**

Động kinh là bệnh mạn tính, đặc trưng bởi sự phóng điện đột ngột, quá mức và đồng bộ của một nhóm tế bào thần kinh vỏ não, gây rối loạn vận động, cảm giác, giác quan và tâm thần ở trẻ em. Hình ảnh học đóng vai trò quan trọng trong xác định nguyên nhân, định hướng điều trị phù hợp. Chụp cắt lớp vi tính (CLVT) có hạn chế về độ phân giải, với tỷ lệ bỏ sót tổn thương lên đến 50%. Chụp cộng hưởng từ (CHT) có độ phân giải giải phẫu cao hơn, hiệu quả trong phát hiện tổn thương thùy thái dương, loạn sản vỏ não khu trú, khối u nhỏ, những thay đổi tinh tế và các dị dạng mạch máu. Hệ thống CHT từ trường cao 3 Tesla (3T) hoặc 7 Tesla (7T) kết hợp cuộn thu đa kênh giúp cải thiện đáng kể độ nhạy phát hiện tổn thương. Các chuỗi xung như SWI (Susceptibility-Weighted Imaging) và GRE (Gradient Echo) có giá trị trong phát hiện các tổn thương vỏ não tinh vi. Kỹ thuật cộng hưởng từ khuếch tán sức căng (Diffusion Tensor Imaging – DTI) phát hiện các tổn thương gây động kinh cục bộ ở những bệnh nhân động kinh kháng trị. Cộng hưởng từ chức năng (Functional Magnetic Resonance Imaging – fMRI) được sử dụng để lập bản đồ chức năng não ở bệnh nhân có chỉ định phẫu thuật. Cộng hưởng từ phổ (Magnetic Resonance Spectroscopy-MRS) có ý nghĩa tiên lượng đối với bệnh nhân phẫu thuật động kinh. Các kỹ thuật y học hạt nhân như chụp cắt lớp phát xạ đơn photon (Single-Photon Emission Computed Tomography-SPECT) đánh giá tưới máu và chụp cắt lớp phát xạ positron (Positron Emission Tomography-PET) đánh giá chuyển hóa não, đặc biệt hữu ích ở bệnh nhân có CHT âm tính, thông qua đánh giá giữa các cơn động kinh cho thấy giảm tưới máu hoặc giảm chuyển hóa tại vùng sinh động kinh. Việc chuẩn hóa quy trình chụp theo khuyến cáo HARNESS (Harmonized Neuroimaging of Epilepsy Structural Sequences) của ILAE giúp tối ưu hóa độ nhạy trong phát hiện các tổn thương nhỏ.

Từ khóa: Động kinh trẻ em, cắt lớp vi tính, cộng hưởng từ, chụp cắt lớp bức xạ đơn photon, chụp cắt lớp phát xạ positron.

ABSTRACT**THE ROLE OF NEUROIMAGING IN THE DIAGNOSTIC EVALUATION OF PEDIATRIC EPILEPSY****Phạm Thị Anh Thu^{1*}, Nguyễn Ngọc Pi Doanh², Trần Nam Hưng²***1. Can Tho University of Medicine and Pharmacy**2. Children's Hospital 2, Ho Chi Minh City*

Epilepsy is a chronic neurological disorder characterized by sudden, excessive, and synchronous neuronal discharges within the cerebral cortex, resulting in motor, sensory, or psychiatric disturbances in children. Neuroimaging plays a pivotal role in identifying the underlying etiology to guide appropriate therapeutic interventions. Computed Tomography (CT) is limited by spatial resolution, with a reported false-negative rate of up to 50% for epileptogenic lesions. Magnetic Resonance Imaging (MRI) offers superior anatomical resolution and is highly effective in detecting temporal lobe pathologies, focal cortical dysplasia (FCD), small tumors, subtle structural changes, and vascular malformations. High-field MRI, such as 3 Tesla (3T) or 7

Tesla (7T), combined with multi-channel coils, has significantly enhanced diagnostic sensitivity. Advanced sequences, including Susceptibility-Weighted Imaging (SWI) or Gradient Echo (GRE), facilitate the detection of subtle cortical lesions. Diffusion Tensor Imaging (DTI) investigates localized epileptogenic foci in patients with refractory epilepsy. Functional magnetic resonance imaging (fMRI) is used for preoperative functional mapping in surgical candidates with refractory epilepsy. Magnetic resonance spectroscopy (MRS) provides prognostic information in patients undergoing epilepsy surgery. In MRI-negative cases, Single-Photon Emission Computed Tomography (SPECT) for perfusion assessment and Positron Emission Tomography (PET) for metabolic evaluation are invaluable; interictal imaging typically reveals hypoperfusion or hypometabolism within the epileptogenic zone. Adherence to the HARNES (Harmonized Neuroimaging of Epilepsy Structural Sequences) protocol, as recommended by the ILAE, enhances sensitivity for detecting subtle epileptogenic lesions.

Keywords: *Pediatric Epilepsy, Computed Tomography (CT), Magnetic Resonance Imaging (MRI), Single-Photon Emission Computed Tomography (SPECT), Positron Emission Tomography (PET).*

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Động kinh là một bệnh mạn tính, không lây nhiễm phổ biến của hệ thần kinh trung ương. Đây là biểu hiện của sự phóng điện đột ngột, quá mức, đồng bộ của một nhóm tế bào thần kinh ở vỏ não. Lâm sàng bao gồm các rối loạn về vận động, cảm giác, giác quan, tâm thần, thần kinh thực vật tùy thuộc vị trí não bị kích thích. Theo định nghĩa cập nhật của Liên đoàn Chống động kinh Quốc tế (International League Against Epilepsy-ILAE), chẩn đoán mắc bệnh động kinh khi: xuất hiện ít nhất hai cơn co giật tự phát cách nhau trên 24 giờ hoặc một cơn động kinh và có khả năng tái phát cơn tiếp theo tương đương nguy cơ tái phát chung > 60% trong 10 năm kế tiếp hoặc được chẩn đoán hội chứng động kinh [1].

Dữ liệu từ báo cáo “Gánh nặng bệnh động kinh ở trẻ em và thanh thiếu niên trên toàn cầu” cho thấy hiện có khoảng 18,15 triệu trẻ em và thanh thiếu niên dưới 20 tuổi mắc động kinh trên toàn thế giới trong đó 8,24 triệu là động kinh vô căn và 9,91 triệu là động kinh thứ phát. Tỷ lệ mắc bệnh động kinh trẻ em toàn cầu là 690 trên 100.000 dân [2].

Hầu hết các trường hợp mắc động kinh đều là không rõ nguyên nhân. Tuy nhiên một tỷ lệ có thể do những yếu tố như: di truyền, tổn thương não (chấn thương sọ não, sau phẫu thuật não, bệnh lý mạch máu não), viêm nhiễm hoặc nguyên nhân nhiễm độc, rối loạn chuyển hóa. Khoảng 60% bệnh nhân bị động kinh có thể được kiểm soát bằng thuốc. Tuy nhiên, một số trường hợp không đáp ứng thuốc chống động kinh, phải điều trị bằng phẫu thuật. Các nguyên nhân dẫn đến động kinh kháng trị có thể chia thành 6 nhóm lớn: nhóm bất thường phát triển vỏ não (Lạc chỗ chất xám, Loạn sản vỏ não khu trú, Đa hồi não nhỏ, Hemimegalencephaly, Schizencephaly); nhóm bất thường hồi hải mã; nhóm động kinh liên quan đến khối u (Ganglioglioma, DNET, Pleomorphic Xanthoastrocytoma, Oligodendroglioma, Hypothalamic hamartoma); nhóm hội chứng thần kinh da (Tuberous sclerosis complex, Sturge-Weber Syndrom); nhóm bất thường về mạch máu (Cavernous Hemangioma, Arteriovenous Malformation); nhóm hỗn hợp (Rasmussen Encephalitis, Sẹo vỏ não và mô thần kinh đệm-Sẹo hồi não) [3].

Chẩn đoán động kinh chủ yếu dựa vào lâm sàng và điện não. Sự ra đời và phát triển vượt bậc của các kỹ thuật hình ảnh học thần kinh đã giúp chẩn đoán nguyên nhân gây động kinh, là chìa khóa then chốt để quyết định điều trị nội khoa hoặc can thiệp phẫu thuật.

Hình ảnh học thần kinh cấu trúc giúp xác định bất thường giải phẫu liên quan động kinh, trong đó cộng hưởng từ (CHT) ưu điểm vượt trội so với cắt lớp vi tính (CLVT). Quy trình chụp cộng hưởng từ cần chuẩn hóa theo khuyến cáo của ILAE đồng thuận nhằm

tối ưu hóa việc phát hiện các tổn thương nhỏ.

Một số nguyên nhân động kinh không thể xác định được trên hình ảnh học thông thường, hình ảnh học thần kinh chức năng sẽ cung cấp thêm nhiều thông tin, hỗ trợ chẩn đoán. Hình ảnh học thần kinh chức năng giúp xác định vị trí rối loạn chức năng não thông qua những thay đổi trong quá trình chuyển hóa não hoặc lưu lượng tưới máu của các cấu trúc và vùng não cụ thể.

Bài tổng quan này nhằm mục đích hệ thống hóa vai trò của từng kỹ thuật hình ảnh, nhằm cung cấp một cái nhìn toàn diện về hình ảnh học trong chẩn đoán động kinh trẻ em.

II. NỘI DUNG TỔNG QUAN

Kỹ thuật hình ảnh trong chẩn đoán động kinh có thể chia thành hai nhóm lớn: hình ảnh học thần kinh cấu trúc và hình ảnh học thần kinh chức năng. Hình ảnh học cấu trúc giúp xác định các bất thường về mặt giải phẫu liên quan đến co giật. Hình ảnh học chức năng cung cấp thông tin bổ sung khi nguyên nhân gây động kinh không xác định được trên hình ảnh học cấu trúc hoặc phát hiện lâm sàng và hình ảnh học cấu trúc không phù hợp.

Hình ảnh học thần kinh cấu trúc giúp xác định nguyên nhân bất thường giải phẫu não gây ra các cơn động kinh. Chụp ảnh thần kinh cấu trúc chủ yếu xoay quanh CHT và CLVT. Cộng hưởng từ có nhiều ưu điểm được lựa chọn. CLVT có vai trò trong việc xác định các tổn thương vôi hóa và xuất huyết [4].

Hình ảnh học thần kinh chức năng đóng vai trò quan trọng trong việc đánh giá trước phẫu thuật cho bệnh nhân động kinh kháng thuốc. Kỹ thuật này xác định các bất thường chủ yếu thông qua các rối loạn trong quá trình chuyển hóa hoặc lưu lượng máu não. Nhiều kỹ thuật khác nhau được sử dụng trong chụp ảnh thần kinh chức năng như: cộng hưởng từ chức năng (Functional Magnetic Resonance Imaging-fMRI), Chụp cắt lớp bức xạ đơn photon (Single Photon Emission Computerized Tomography-SPECT), chụp cắt lớp phát xạ positron (Positron Emission Tomography-PET) và chụp cộng hưởng từ phổ (Magnetic Resonance Spectroscopy-MRS). Sự kết hợp của các kỹ thuật chụp ảnh này có thể xác định hiệu quả vị trí tổn thương gây động kinh tiềm ẩn trong bệnh động kinh kháng trị và hữu ích trong việc lập kế hoạch phẫu thuật [4].

2.1. Hình ảnh học thần kinh cấu trúc

2.1.1. Chụp cắt lớp vi tính

Chụp cắt lớp vi tính (CLVT) sử dụng bức xạ ion hóa, tạo ra độ tương phản mô cứng rất lớn và độ phân giải mô mềm trung bình với chất lượng kém ở hố thái dương.

Ưu điểm của CLVT là chi phí thấp, dễ tiếp cận, dễ sử dụng và tốc độ quét nhanh giúp giảm nhu cầu dùng thuốc an thần ở bệnh nhân nhi; cho phép đánh giá những bệnh nhân trẻ tuổi, ít hợp tác. Tốc độ quét nhanh cũng giúp chụp CLVT thuận lợi trong trường hợp cấp cứu.

Chụp CLVT có hiệu quả trong việc xác định các tổn thương vôi hóa (trong bệnh lý nhiễm trùng bẩm sinh), xuất huyết não và não thất, dị dạng thần kinh-da và bất thường đáng kể về cấu trúc. Chụp CLVT được ưa chuộng hơn chụp CHT trong các tổn thương não vôi hóa (nhiễm trùng bẩm sinh—nhiễm cytomegalovirus, bệnh toxoplasma...) và dị dạng thần kinh-da (hội chứng Sturge–Weber), bệnh xơ cứng củ.

Tuy nhiên, chụp CLVT bệnh nhân có nguy cơ tiếp xúc với bức xạ ion hóa; đặc biệt trẻ em là đối tượng nhạy cảm. Liều bức xạ đặc biệt quan trọng đối với bệnh nhân nhi vì nguy cơ ung thư trong suốt đời còn lại tăng lên liên quan đến lượng bức xạ ion hóa nhận trên mỗi mét vuông bề mặt cơ thể. Do đó, cần tuân theo liều bức xạ tối ưu, càng thấp càng tốt. Bên cạnh đó, chụp CLVT tạo ra hình ảnh có độ phân giải thấp, không phát hiện được bất thường ở 50% bệnh nhân có tổn thương cấu trúc gây động kinh, ví dụ các tổn thương động kinh thùy thái dương như xơ cứng thái dương giữa hoặc khối u nhỏ hoặc loạn sản vỏ não khu trú nhỏ tinh vi. Độ nhạy chung của chụp CLVT thấp khoảng 30% do độ phân giải kém ở hồ thái dương [5, 6].

2.1.2. Chụp cộng hưởng từ

Chụp cộng hưởng từ (CHT) sử dụng từ trường để tạo ra hình ảnh và không gây bức xạ ion hóa. CHT là phương thức chụp ảnh được lựa chọn trong chẩn đoán động kinh vì độ phân giải giải phẫu cao hơn và cung cấp chi tiết tốt hơn nhiều so với chụp CLVT, do đó xác định được nhiều bất thường hơn CLVT.

Chụp CHT cho độ phân giải hồ thái dương tốt hơn so với chụp CLVT, do đó hiệu quả trong xác định tổn thương vùng thái dương. CHT cũng xác định loạn sản vỏ não khu trú, xơ cứng thái dương giữa, khối u nhỏ, những thay đổi tinh tế và dị dạng mạch máu có thể bị bỏ sót trong chụp CLVT [7].

Hạn chế của CHT là khả năng tiếp cận hạn chế ở các nước kém phát triển, tốc độ quét chậm, chi phí cao, hiện tượng nhiễu do chuyển động và yêu cầu phải dùng thuốc an thần khi sự hợp tác bị hạn chế. Không thể chụp CHT khi có máy tạo nhịp tim và các cấy ghép kim loại khác trong người.

Chụp CHT, bề dày các lát cắt khoảng 3–4 mm trên các chuỗi xung, với chuỗi xung T2W cắt lát mỏng 2 mm khi nghi ngờ loạn sản vỏ não khu trú và có độ dày 1–1,5 mm đối với chuỗi xung T1 3D. Trong trường hợp động kinh khu trú, có thể cần các lát mỏng hơn để xác định các dị tật vỏ não tinh tế. Các chuỗi xung hình ảnh trên nên được chụp ở hai mặt phẳng axial và coronal oblique để quan sát tốt nhất hồi hải mã. Không chỉ định dùng thuốc tương phản Gadolinium thường quy. Thuốc tương phản chỉ định khi nghi ngờ khối u, dị dạng mạch máu, viêm nhiễm [8].

Đối với trẻ em dưới hai tuổi, một số chuỗi xung đặc biệt nên dùng vì những thay đổi phát triển nhanh chóng lứa tuổi này có thể che giấu khiếm khuyết gây động kinh. Hai thay đổi phát triển quan trọng nhất xảy ra trong vài năm đầu đời là giảm tổng thể tích nước và trưởng thành của quá trình myelin hóa, cho phép dễ dàng xác định chất xám và chất trắng. Do đó, với các kiểu myelin hóa thay đổi, CHT sử dụng chuỗi xung T1W và T2W độ phân giải cao ở mặt phẳng axial và coronal kèm với các chuỗi xung 3D. Một số tác giả cũng đề xuất sử dụng chuỗi xung hồi phục hồi đảo ngược STIR (Short Time Inversion Recovery) kép thay vì chuỗi xung T2W ở nhóm tuổi dưới hai tuổi. Bệnh nhân bị co giật dai dẳng và hình ảnh CHT bình thường trong hai năm đầu đời cần chụp lại CHT lại sau mỗi 6 tháng và khi 30 tháng tuổi, sự myelin hóa trưởng thành có thể cung cấp nhiều thông tin hơn về những bất thường về vỏ não [8].

Các kỹ thuật CHT tiên tiến sử dụng cường độ từ trường cao như 3 Tesla (3T) hoặc 7 Tesla (7T) và các cuộn thu đa kênh đã cải thiện đáng kể độ nhạy. Việc sử dụng cường độ từ trường cao hơn và các cuộn dây đa kênh cải thiện tính đồng nhất của hình ảnh và độ phân giải không gian tốt hơn; tuy nhiên, chúng dễ bị ảnh hưởng bởi các ảnh giả do chuyển động. CHT 3T phát hiện và mô tả các bất thường về cấu trúc não tốt hơn ở bệnh nhân động kinh khu trú so với CHT 1,5T. Trên máy CHT 3T phát hiện 65 trong số 74 trường hợp, so với 55 trong số

74 trường hợp được phát hiện bởi CHT 1,5T; các tổn thương được mô tả chính xác trong 63 trong số 74 trường hợp sử dụng CHT 3 T, so với 51 trong số 74 trường hợp sử dụng CHT 1,5 T [9]. Sử dụng CHT từ trường cao hứa hẹn cho việc chẩn đoán loạn sản vỏ não khu trú (Focal Cortical Dysplasia-FCD). Việc sử dụng CHT 3T trong bệnh lý FCD đã phân loại lại gần 5% các trường hợp trước đây được chẩn đoán âm tính với các máy CHT từ trường thấp. Dữ liệu ban đầu cho thấy sử dụng máy CHT từ trường cao 7T với chuỗi xung Gradient Echo (GRE) hoặc chuỗi xung Susceptibility Weighted Imaging (SWI) để chẩn đoán FCD có tiềm năng xác định các tổn thương vỏ não tinh vi [10]. De Ciantis và cộng sự, trong nghiên cứu của mình về 21 bệnh nhân mắc chứng động kinh cục bộ kháng trị, đã chứng minh rằng việc sử dụng CHT 7 T để phát hiện FCD gây động kinh không thể nhìn thấy trên CHT thông thường [11].

2.1.3. Chụp cộng hưởng từ khuếch tán sức căng (Diffusion Tensor Imaging-DTI)

DTI là một kỹ thuật chụp cộng hưởng từ tương đối mới, chủ yếu được sử dụng để đánh giá những thay đổi về cấu trúc vi mô trong não bằng cách đo độ di chuyển của các phân tử nước trong mô. Khả năng chụp ảnh của nó dựa trên khả năng xác định hướng và đặc điểm khuếch tán của chất trắng [12]

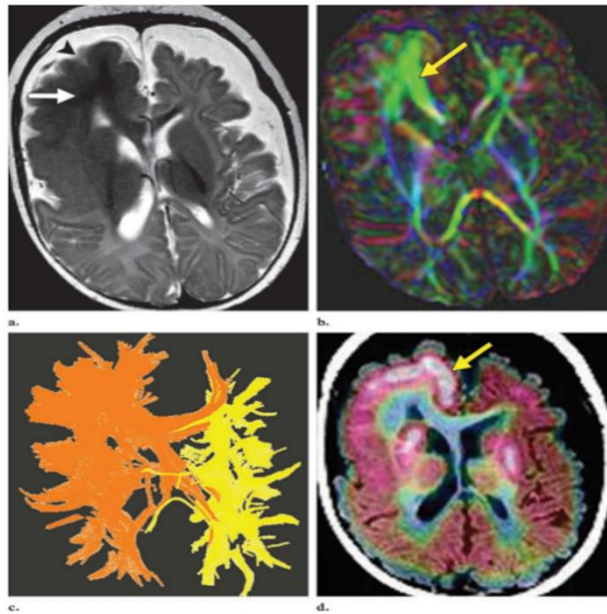
Độ dị hướng phân số (Fractional anisotropy: FA), là đại lượng được sử dụng rộng rãi nhất trong DTI. FA biểu thị lượng bất đối xứng khuếch tán trong một voxel. FA là dấu hiệu của tính toàn vẹn của sợi trục. Các giá trị FA bằng 0 và 1 tương ứng với độ đẳng hướng vô hạn và độ dị hướng vô hạn. Độ khuếch tán trung bình (Mean Diffusivity-MD) là thước đo chuyển động phân tử trung bình. Kích thước và tính toàn vẹn của tế bào ảnh hưởng đến MD, được biết là có liên quan đến hoại tử, phù nề và số lượng tế bào [12]

Ứng dụng DTI trong chẩn đoán, theo dõi động kinh

Bệnh nhân bị động kinh thùy thái dương kháng trị biểu hiện tăng khả năng khuếch tán và giảm FA ở vùng hồi hải mã bị xơ cứng, cho thấy sự hiện diện của tình trạng mất tổ chức cấu trúc [13]. Có những phát hiện tương tự ở vùng có dị dạng vỏ não trong khi chụp CHT thông thường cho kết quả bình thường [14]. Những phát hiện này cho thấy DTI có triển vọng trong việc nghiên cứu các tổn thương gây động kinh cục bộ ở những bệnh nhân động kinh kháng trị.

Các nghiên cứu gần đây cố gắng tìm hiểu cơ chế sinh bệnh của động kinh thùy thái dương đã tập trung vào tính toàn vẹn của chất trắng [15]. Một phân tích tổng hợp sử dụng dữ liệu gộp từ 13 nghiên cứu đã chứng minh rằng FA trong chất trắng ở cả hai bán cầu não thấp hơn ở những bệnh nhân bị động kinh thùy thái dương bị xơ cứng hồi hải mã một bên so với những người tham gia khỏe mạnh. Các giá trị MD tăng cũng được nhìn thấy ở cả hai bên, nhưng những thay đổi này lớn hơn ở chất trắng được kết nối với thùy thái dương bị ảnh hưởng. Những phát hiện này chứng minh rằng tính toàn vẹn về mặt cấu trúc bị rối loạn ở bán cầu não cùng bên, với mức độ nghiêm trọng thay đổi tùy theo khoảng cách từ các ổ động kinh [16]. Mặc dù cần tiến hành thêm các nghiên cứu để xác nhận vai trò của DTI trong việc đánh giá động kinh, nhưng các nhà nghiên cứu đều đồng ý rằng DTI hữu ích trong việc xác định các ổ động kinh.

DTI cũng nhạy cảm với các bệnh lý tân vỏ não là cơ sở của bệnh động kinh. Các khu vực có độ khuếch tán trung bình tăng và độ dị hướng phân số giảm tương quan với các bất thường. Cả phép đo chụp ảnh tensor khuếch tán và bản ghi điện não đồ đều tìm thấy sự phù hợp không gian tốt giữa hoạt động dạng động kinh và các bất thường về độ khuếch tán ở gần 50% bệnh nhân [17]



Hình 1. Phì đại nửa bán cầu phải với bệnh nhân động kinh kháng trị.

Hình a: chỉ ra hồi não phẳng và vỏ não dày (đầu mũi tên) và thay đổi tín hiệu T2W vùng dưới chất trắng (mũi tên). Hình b: cộng hưởng từ khuếch tán sức căng cho thấy tăng myelin hóa ở chất trắng thùy trán trước phải. Hình c: chụp các bó sợi thần kinh cho thấy nhiều sợi thần kinh bán cầu phải so trái. Hình d: hình ảnh MRI/FDG-PET cho thấy hoạt động tăng chuyển hóa vỏ não thùy trán phải trong cơn co giật. Nguồn [18]

2.2. Hình ảnh học thần kinh chức năng

Hình ảnh học thần kinh chức năng giúp xác định vị trí rối loạn chức năng não thông qua những thay đổi trong quá trình chuyển hóa não hoặc lưu lượng máu của các cấu trúc và vùng não cụ thể, có khả năng hỗ trợ chẩn đoán và điều trị bệnh động kinh kháng trị. Các kỹ thuật hình ảnh học chức năng xác định được vị trí các ổ động kinh mà kỹ thuật hình ảnh học cấu trúc không phát hiện được. Ngoài ra còn giúp lập kế hoạch điều trị phẫu thuật và theo dõi bệnh nhân.

Các kỹ thuật hình ảnh đánh giá chức năng thần kinh được sử dụng trong bệnh động kinh ở trẻ em bao gồm fMRI (functional MRI-chụp cộng hưởng từ chức năng), SPECT (single photon emission computerized tomography-chụp cắt lớp bằng bức xạ đơn photon), PET (Positron emission tomography-chụp cắt lớp phát xạ positron và MRS (Magnetic Resonance Spectroscopy- chụp cộng hưởng từ phổ) [4].

2.2.1. Cộng hưởng từ chức năng

Cộng hưởng từ chức năng fMRI là một kỹ thuật chụp CHT ghi nhận sự thay đổi trong tín hiệu phụ thuộc nồng độ oxy máu xảy ra khi các phần trong não đang hoạt động. Đây là kỹ thuật hình ảnh có tầm quan trọng đánh giá trước phẫu thuật của những bệnh nhân động kinh đủ điều kiện phẫu thuật. Mục tiêu của phẫu thuật là loại bỏ khu vực não gây ra cơn động kinh trong khi ngăn ngừa tổn thương các vùng não kiểm soát chức năng thiết yếu. Lập bản đồ chức năng liên quan đến việc xác định vị trí các vùng chức năng, thường là ngôn ngữ, vận động và vỏ não thị giác [19] và mối quan hệ các vùng này với các ổ động kinh. Ví dụ, khi các ổ động kinh gần với vỏ não cảm giác vận động chính, việc xác định vị trí chính xác của vùng chức năng so với tổn thương có thể giúp dự đoán liệu có khả năng xảy ra tình

trạng thiếu hụt cảm giác vận động do cắt bỏ ổ động kinh hay không [20]. fMRI có thể được sử dụng trước khi phẫu thuật để xác định vị trí tổn thương so với chức năng não bình thường nhằm giảm nguy cơ mắc các khiếm khuyết sau phẫu thuật và ngày càng được áp dụng để lập bản đồ chức năng não ở những bệnh nhân đủ điều kiện phẫu thuật để điều trị bệnh động kinh kháng trị. Thông qua nghiên cứu và kinh nghiệm lâm sàng, fMRI đã được sử dụng thành công trong nhóm trẻ em và thậm chí có thể áp dụng cho trẻ em từ 5–7 tuổi. Một số nghiên cứu đã chỉ ra rằng việc ghi đồng thời điện não EEG (Electroencephalogram) và fMRI cung cấp thêm chi tiết về sự phóng điện động kinh trong cơn và giữa cơn, giúp hiểu rõ sinh lý của bệnh động kinh và xác định vị trí của vùng khởi phát cơn động kinh [21].

2.2.2. Chụp cắt lớp bức xạ đơn photon (Single photon emission computerized tomography-SPECT)

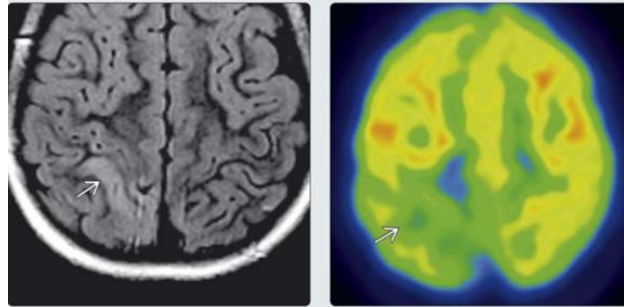
Chụp cắt lớp bức xạ đơn photon (SPECT) là một kỹ thuật hình ảnh y học hạt nhân, sử dụng tia Gamma, đánh giá định lượng và định tính lưu lượng tưới máu não một vùng não [22]. SPECT cho thông tin hình ảnh vùng về vùng giải phẫu và hoạt động sinh học (lưu lượng máu não) tại mỗi vị trí trong vùng 3D được phân tích. Nguyên lý dựa trên sự gia tăng lưu lượng máu não vùng trong cơn động kinh hoặc giảm lưu lượng máu não giữa các cơn động kinh tạo thành cơ sở cho việc ứng dụng SPECT trong chẩn đoán bệnh động kinh. ^{99m}Tc -HMPAO là chất đánh dấu phát xạ Gamma được hấp thụ theo cách tương tự như lưu lượng máu não và đã được chứng minh là hữu ích trong hình ảnh học thần kinh chức năng đánh giá bệnh động kinh. SPECT không được chỉ định cho tất cả bệnh nhân động kinh nhưng có vai trò quan trọng trong việc xác định vị trí các ổ động kinh và đánh giá trước phẫu thuật cho bệnh nhân, đặc biệt là những bệnh nhân động kinh kháng trị. Krsek và cộng sự đã nghiên cứu trên một quần thể lớn bệnh nhân nhi bị dị tật vỏ não và cho thấy SPECT trong cơn động kinh có hiệu quả cao trong xác định vị trí tổn thương dị tật vỏ não [23].

2.2.3. Chụp cắt lớp phát xạ positron (Positron emission tomography-PET)

Chụp cắt lớp phát xạ positron (PET) là kỹ thuật hình ảnh y học hạt nhân phát hiện tia Gamma phát ra từ chất đánh dấu phóng xạ phát positron. Chất đánh dấu phóng xạ phổ biến nhất được sử dụng để chụp ảnh thần kinh là ^{18}F -fluoro-deoxyglucose (FDG). Chất này gần đúng với các quá trình chuyển hóa trong não, cung cấp nhiều thông tin về chức năng và chuyển hóa của tế bào thần kinh. Chất đánh dấu phóng xạ này được tiêm vào cơ thể, đi đến các cơ quan. Tại đó, chất đánh dấu sẽ được sử dụng để tạo năng lượng. Chất đánh dấu sẽ đi đến các mô mà ở đó glucose được dùng để tạo thành năng lượng. Thực hiện PET Scan nhằm phát hiện nguồn năng lượng được phóng thích bởi các hạt positron. Đây là những hạt nhỏ được hình thành khi chất phóng xạ bị phá vỡ trong cơ thể. Hạt positron sẽ tạo thành tia Gamma khi chúng bị phá vỡ. Máy quét sẽ phát hiện ra các tia Gamma này và sẽ tạo nên hình ảnh không gian ba chiều. Hoạt động của các cơ quan trong cơ thể có gì bất thường hay không hoặc hoạt động quá mức như thế nào sẽ được phát hiện thông qua hình ảnh thu được. Hình ảnh PET thu được có nhiều màu sắc và độ sáng khác nhau bởi các lớp khác nhau của các hạt positron. Các vùng có lượng lớn chất đánh dấu phóng xạ tích tụ lại sẽ có nhiều tín hiệu hơn. Những vùng có ít tín hiệu hơn là nơi tập trung ít chất đánh dấu phóng xạ [4].

Hầu hết chụp PET trong động kinh sử dụng chất đánh dấu phóng xạ FDG trong trạng thái giữa các cơn động kinh. Thường khó thực hiện được PET trong cơn động kinh vì thời gian bán hủy của chất đánh dấu phóng xạ được sử dụng cực kỳ ngắn. Đối với bệnh nhân bị động kinh thùy thái dương, các nghiên cứu thực hiện giữa các cơn động kinh, cho thấy có tình trạng giảm chuyển hóa ở các vùng gây động kinh. FDG-PET giữa các cơn động kinh

cung cấp thêm thông tin về các ổ gây động kinh, có thể phát hiện các bất thường ở bệnh nhân động kinh, ngay cả những bệnh nhân có CHT bình thường. Độ nhạy của FDG-PET giữa các cơn động kinh cao đối với động kinh thùy thái dương nhưng không rõ ràng đối với động kinh thùy ngoài thùy thái dương [4].



Hình 2. Loạn sản vỏ não khu trú.

Hình bên trái cho thấy hình ảnh CHT axial chuỗi xung FLAIR của bé gái 8 tuổi, cho thấy tăng tín hiệu khu trú vỏ não chất xám vùng đỉnh phải, dấu hiệu phổ biến của FCD. Giải phẫu bệnh chứng minh là FCD type 2B. Hình bên phải của cùng bệnh nhân: hình chụp với FDG-PET cho thấy vùng giảm chuyển hóa (mũi tên) tương ứng với vùng tăng tín hiệu bất thường trên chuỗi xung FLAIR. FDG-PET giúp phát hiện những FCD không quan sát được hoặc rất tinh tế trên MRI thường quy. Nguồn [24]

2.2.4. Cộng hưởng từ phổ (Magnetic Resonance Spectroscopy-MRS)

Cộng hưởng từ phổ (MRS) là một kỹ thuật sử dụng từ trường có cường độ cao để cung cấp cả thông tin chi tiết về cấu trúc và chức năng của não. MRS cho thấy sự giảm tín hiệu N-acetyl aspartate (NAA) và tăng tín hiệu Creatinine và Choline. MRS có độ nhạy cao phát hiện những bất thường về sinh hóa ở các ổ động kinh ở những bệnh nhân co giật mà chụp ảnh thần kinh cấu trúc không thể chứng minh được các tổn thương [22]. MRS được chứng minh là có tầm quan trọng đối với bệnh nhân bị động kinh thùy thái dương và có ý nghĩa tiên lượng đối với bệnh nhân phẫu thuật động kinh. Tuy nhiên, độ nhạy phát hiện những tổn thương động kinh mới của vỏ não và động kinh ngoài thái dương chưa được xác định rõ ràng [25].

2.3. Hình ảnh học đa mô thức

Có nhiều kỹ thuật hình ảnh phát hiện các bất thường về cấu trúc và chức năng của ổ động kinh. Một trong những đột phá trong chẩn đoán hình ảnh thần kinh quản lý bệnh động kinh là sự tích hợp và phối hợp các kỹ thuật hình ảnh khác nhau. Phương pháp tiếp cận đa mô thức như chụp cộng hưởng từ, chụp cộng hưởng từ khuếch tán sức căng, kỹ thuật hợp nhất FDG-PET/MRI, chụp ảnh SPECT và chụp ảnh nguồn từ. Một số nghiên cứu đã chỉ ra rằng hiệu quả chẩn đoán được cải thiện đối với các tổn thương động kinh tiềm ẩn khi kết hợp PET/MRI [26, 27]. Desarnaud và cộng sự đã chỉ ra rằng việc tích hợp FDG-PET/MRI có giá trị định vị cao trong FCD loại 2 và kỹ thuật này giúp cải thiện kết cục phẫu thuật động kinh ngoài thái dương, ngay cả ở những bệnh nhân có CHT âm tính [28].

Mỗi kỹ thuật có điểm mạnh và điểm yếu khác nhau, cung cấp thông tin về cấu trúc và chức năng não trong cơn và giữa các cơn động kinh. Do đó, các kỹ thuật không thể thay thế nhau, mà thay vào đó là bổ sung cho nhau. Sự kết hợp đa mô thức các kỹ thuật hình ảnh để xác định các ổ động kinh cần được tối ưu hóa theo từng trường hợp cụ thể.

2.4. Các chuỗi xung chụp cộng hưởng từ trong chẩn đoán bệnh lý động kinh

Chẩn đoán động kinh là một quá trình phức tạp đòi hỏi sự kết hợp của nhiều phương pháp như hình ảnh và lâm sàng để xác định nguyên nhân và vị trí của ổ động kinh. Chụp cộng hưởng từ cho nhiều thông tin quan trọng trong chẩn đoán và lập kế hoạch điều trị. Với nhiều chuỗi xung khác nhau, mỗi chuỗi xung có một vai trò trong phát hiện loại tổn thương. Chọn lựa các chuỗi xung phù hợp hoặc phối hợp các chuỗi xung có giá trị phát hiện những tổn thương nhỏ, nâng cao hiệu quả chẩn đoán.

2.4.1. Chuỗi xung T1 3D

Chuỗi xung T13D Gradient Echo được sử dụng như SPGR (Spoiled Gradient Recalled Echo) hoặc MP-RAGE (Magnetization-Prepared Rapid Gradient-Echo). Chuỗi xung này cho phép đánh giá tốt giải phẫu, hình thái nhu mô não, phân biệt ranh giới chất trắng và chất xám. Các nguyên nhân gây động kinh như lạc chỗ chất xám, tật đa hồi não nhỏ, loạn sản vỏ não khu trú được phát hiện tốt [29].

2.4.2 Chuỗi xung T2W và FLAIR

Đánh giá bất thường tín hiệu (vỏ não, dưới vỏ). Đặc biệt tăng tín hiệu liên quan đến tăng sinh thần kinh đệm (Gliosis). Sẹo sau phẫu thuật, loạn sản vỏ não khu trú được phát hiện tốt [29]. Tuy nhiên, do các cấu trúc hệ viền vốn có tín hiệu tăng tự nhiên trên chuỗi xung FLAIR, chuỗi xung này có thể kém nhạy trong phát hiện xơ hóa hồi hải mã ở mức độ rất nhẹ. Ngoài ra, chuỗi xung FLAIR không nhạy trong phát hiện các tổn thương liên quan đến động kinh ở trẻ sơ sinh và nhũ nhi dưới 24 tháng tuổi, do quá trình myelin hóa chưa hoàn tất.

2.4.3 Chuỗi xung nhảy từ

Chuỗi xung nhảy từ như T2* hoặc SWI (Susceptibility weighted imaging) phát hiện tốt các tổn thương xuất huyết hoặc vôi hóa. Nó tăng độ nhạy bằng cách phát hiện các tổn thương vôi hóa tiềm ẩn hoặc các dị dạng mạch máu có thể gây ra các cơn co giật của bệnh nhân [30]. Các Cavernoma, hội chứng Sturge Weber được phát hiện nhờ chuỗi xung này.

2.4.4 Chuỗi xung T1W IR (T1W-Inversion Recovery)

Đây là chuỗi xung cho độ phân giải chất xám, chất trắng cao. Phát hiện tốt bất thường như lạc chỗ chất xám, tật đa hồi não nhỏ, não nhẵn, bất sản thể chai...

2.4.5 Chuỗi xung T1 có tiêm thuốc tương phản

Phát hiện các u não, đánh giá bản chất u. Ngoài ra giúp phát hiện các dị dạng mạch máu não như dị dạng động tĩnh mạch não, dị dạng phát triển tĩnh mạch, các u mạch màng mềm...

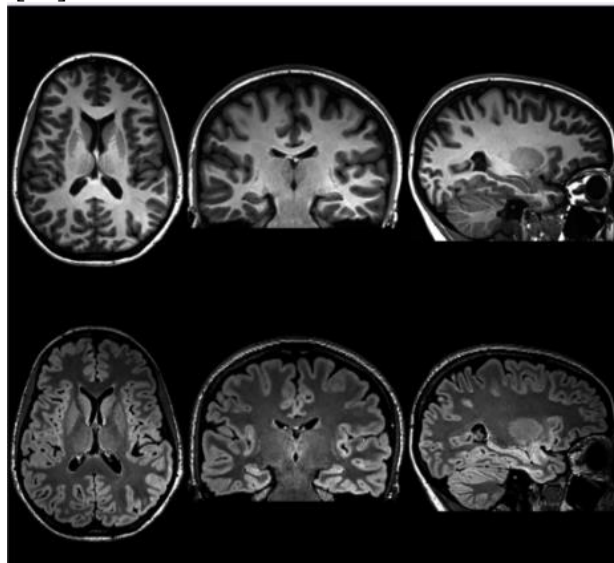
2.4.6. Các quy trình chụp được khuyến nghị

Theo Jorg Wellmer, nghiên cứu 2740 bệnh nhân động kinh trước phẫu thuật, xác định các tổn thương gây động kinh phổ biến và bộ chuỗi xung cần thiết để phát hiện đáng tin cậy các tổn thương này. Tác giả sử dụng 6 chuỗi xung: T1 3D Gradient Echo, chuỗi xung T2W và FLAIR ở mặt phẳng axial và coronal và chuỗi xung nhảy từ ở mặt phẳng axial [29]. Cụ thể nghiên cứu cho thấy chuỗi xung FLAIR riêng lẻ phát hiện 84,8% các tổn thương gây động kinh. Phối hợp thêm chuỗi xung T2W, độ nhạy lên đến 91,64%. Chuỗi xung nhảy từ như T2* hoặc SWI phát hiện thêm các tổn thương vôi hóa và xuất huyết tăng hiệu quả chẩn đoán bệnh lý động kinh lên đến 97,41%. Nghiên cứu cũng chỉ ra nếu phối hợp thêm chuỗi xung T1 có tiêm thuốc tương phản thì hiệu quả phát hiện tổn thương đạt 100% [29]. Ngoài ra, tác giả còn lưu ý đến bề dày lát cắt trong protocol chụp chẩn đoán bệnh lý động kinh. Trên máy CHT 1,5T, đối với chuỗi xung T1 3D, độ dày lát cắt yêu cầu < 1 mm vì nếu những tổn thương kích

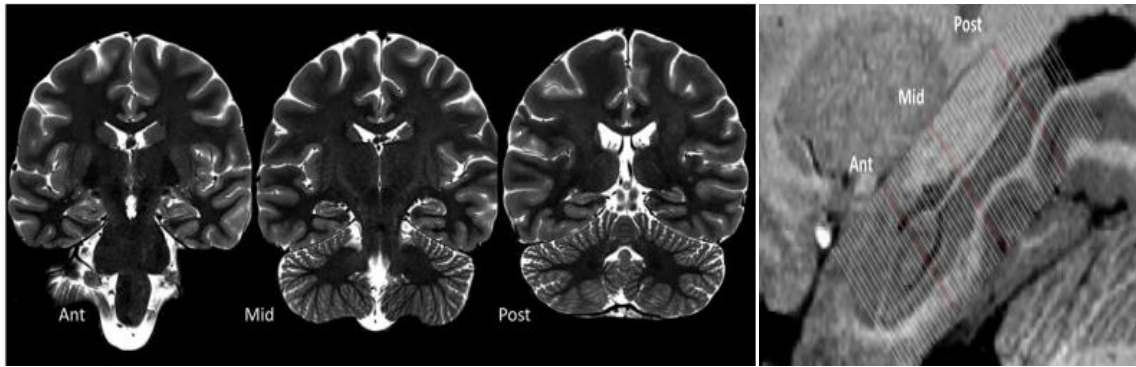
thước nhỏ mà bề dày lát cắt dày sẽ bỏ sót tổn thương. Đối với các chuỗi xung còn lại, bề dày lát cắt nên ≤ 3 mm để đảm bảo chất lượng hình ảnh. Máy CHT 3T thì có thể cắt mỏng hơn [29]. Hướng mặt phẳng cắt cũng là một yếu tố quan trọng trong chẩn đoán động kinh. Jorg Wellmer đề xuất đối với chuỗi xung T1 3D Gradient Echo, hướng cắt đường nối mép trước-mép sau gian não. Đối với các chuỗi xung T2W, FLAIR: mặt cắt axial qua thùy thái dương và coronal oblique vuông góc trục dài thùy thái dương. Đối với chuỗi xung T2* hoặc SWI trục cắt không nhất thiết theo trục thùy thái dương, có thể thay đổi trục cắt để tránh nhiễu [29]

HARNESS-MRI (Harmonized Neuroimaging of Epilepsy Structural Sequences) là quy trình chụp CHT cấu trúc gồm ba chuỗi xung chính. Quy trình chụp này được ILAE đồng thuận nhằm tối ưu hóa việc phát hiện các tổn thương nhỏ như loạn sản vỏ não hay xơ hóa hồi hải mã. Quy trình này áp dụng cho cả người lớn và trẻ em. HARNESS có tính hiệu quả về thời gian, mỗi chuỗi kéo dài khoảng 7–10 phút, với tổng thời gian khảo sát không vượt quá 30 phút với cuộn thu đa kênh. Quy trình chụp theo HARNESS được tối ưu hóa cho hệ thống CHT 3T nếu có sẵn. Mặc dù có thể thực hiện quy trình này trên các hệ thống 1.5T thế hệ mới, chất lượng hình ảnh tổng thể có thể thấp hơn so với 3T.

Quy trình bao gồm ba chuỗi xung chính: (1) 3D T1-weighted gradient echo với kích thước voxel (phần tử thể tích) đẳng hướng milimet $1 \times 1 \times 1$ mm³, không có khoảng cách giữa các lát cắt (như MP-RAGE hoặc các kỹ thuật tương đương) để đánh giá hình thái và cấu trúc giải phẫu vỏ não; (2) 3D FLAIR với voxel đẳng hướng milimet $1 \times 1 \times 1$ mm³ và không có khoảng cách giữa các lát cắt, nhằm phát hiện vùng tăng tín hiệu liên quan đến gliosis và giãn khoảng gian bào; và (3) Chuỗi turbo spin echo (TSE) T2-weighted mặt phẳng đứng ngang độ phân giải cao (ví dụ $0,4 \times 0,4 \times 2$ mm, không có khoảng cách lát cắt) vuông góc với trục dài hồi hải mã để đánh giá chi tiết cấu trúc nội tại và có giá trị đặc biệt trong phát hiện xơ hóa hồi hải mã. Có thể bổ sung T1 sau tiêm Gadolinium, SWI hoặc T2* khi nghi ngờ u, dị dạng mạch máu hay tổn thương xuất huyết. Cách tiếp cận chuẩn hóa này giúp nâng cao độ nhạy phát hiện tổn thương cấu trúc kín đáo, đặc biệt trong động kinh kháng trị và đánh giá tiền phẫu [31].



Hình 3. Quy trình chụp theo HARNESS chụp trên máy CHT 3 Tesla.
 Hình ảnh T1-weighted gradient echo (các ảnh hàng trên) và FLAIR 3D (các ảnh hàng dưới) theo mặt phẳng axial, coronal và sagittal, voxel $1 \times 1 \times 1$ mm. Nguồn [31]



Hình 4. Quy trình chụp HARNESS trên máy CHT 3 Tesla.

Hình bên trái: hình ảnh 2D T2-weighted (turbo spin echo) mặt phẳng Coronal với độ phân giải cao ($0,4 \times 0,4 \times 2$ mm) bao phủ toàn bộ thủy thái dương và hồi hải mã. Hình bên phải: Các lát cắt mặt phẳng đứng dọc, vuông góc với trục dài của hồi hải mã ở mức đầu (Ant), thân (Mid) và đuôi (Post) của hồi hải mã, nhằm tối ưu hóa việc đánh giá cấu trúc bên trong của hồi hải mã. Nguồn [31]

III. KẾT LUẬN

Động kinh là bệnh lý mạn tính, hiếm gặp ở trẻ em. Cộng hưởng từ là kỹ thuật hình ảnh có nhiều ưu điểm trong chẩn đoán nguyên nhân động kinh, độ nhạy cao với máy từ trường cao từ 3 Tesla trở lên, với quy trình chụp theo HARNESS. Một số trường hợp khó, có thể âm tính trên hình ảnh cộng hưởng từ, việc phối hợp các kỹ thuật hình ảnh như cộng hưởng từ chức năng, cộng hưởng từ khuếch tán sức căng, cộng hưởng từ phổ hoặc chụp cắt lớp bức xạ đơn photon (SPECT) và chụp cắt lớp phát xạ positron (PET) giúp tăng hiệu quả chẩn đoán và định hướng điều trị thích hợp.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Fisher RS, Acevedo C, Arzimanoglou A, Bogacz A, Cross JH, Elger CE, *et al.* ILAE official report: a practical clinical definition of epilepsy. *Epilepsia*. 2014. 55(4),475-482. <https://doi.org/10.1111/epi.12550>.
2. Kim YS, Kim MS, Park S, Smith L, Radua J, Oh SS, *et al.* Global, regional and national burden of epilepsy in children and adolescents, 1990–2021: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *European Journal of Clinical Investigation*. 2026. 56(1),e70139. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/eci.70139>.
3. Laurens De Cocker, Felice D'Arco and Philippe Demaerel and Robin Smithuis. Epilepsy - Role of MRI. 2012. <https://radiologyassistant.nl/neuroradiology/epilepsy/role-of-mri>.
4. Shaikh Z, Torres A, Takeoka M. Neuroimaging in Pediatric Epilepsy. *Brain Sci*. 2019. 9(8). <https://doi.org/10.3390/brainsci9080190>.
5. Kuzniecky RI. Neuroimaging of epilepsy: therapeutic implications. *NeuroRx*. 2005. 2(2),384-393, <https://doi.org/10.1602/neurorx.2.2.384>.
6. Gastaut H, Gastaut JL. Computerized transverse axial tomography in epilepsy. *Epilepsia*. 1976. 17(3),325-336. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1157.1976.tb03411.x>.
7. Hsieh DT, Chang T, Tsuchida TN, Vezina LG, Vanderver A, Siedel J, *et al.* New-onset afebrile seizures in infants: role of neuroimaging. *Neurology*. 2010. 74(2),150-156. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e3181c91847>.
8. Gaillard WD, Chiron C, Cross JH, Harvey AS, Kuzniecky R, Hertz-Pannier L, *et al.* Guidelines for imaging infants and children with recent-onset epilepsy. *Epilepsia*. 2009. 50(9),2147-2153. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2009.02075.x>.

9. Society ARR. 3T MRI Leads to Better Diagnosis for Focal Epilepsy. Study Suggests. *ScienceDaily: Spring City, PA, USA*. 2008. <https://doi.org/https://www.sciencedaily.com/releases/2008/09/080905153753.htm>.
10. Guerrini R, Duchowny M, Jayakar P, Krsek P, Kahane P, Tassi L, *et al*. Diagnostic methods and treatment options for focal cortical dysplasia. *Epilepsia*. 2015. 56(11), 1669-1686. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/epi.13200>.
11. De Ciantis A, Barba C, Tassi L, Cosottini M, Tosetti M, Costagli M, *et al*. 7T MRI in focal epilepsy with unrevealing conventional field strength imaging. *Epilepsia*. 2016.57(3),445-454. <https://doi.org/10.1111/epi.13313>.
12. Tae WS, Ham BJ, Pyun SB, Kang SH, Kim BJ. Current Clinical Applications of Diffusion-Tensor Imaging in Neurological Disorders. *J Clin Neurol*. 2018. 14(2). 129-140. <https://doi.org/10.3988/jcn.2018.14.2.129>.
13. Arfanakis K, Hermann BP, Rogers BP, Carew JD, Seidenberg M, Meyerand ME. Diffusion tensor MRI in temporal lobe epilepsy. *Magn Reson Imaging*. 2002. 20(7),511-519. [https://doi.org/10.1016/s0730-725x\(02\)00509-x](https://doi.org/10.1016/s0730-725x(02)00509-x).
14. Rugg-Gunn FJ, Eriksson SH, Symms MR, Barker GJ, Duncan JS. Diffusion tensor imaging of cryptogenic and acquired partial epilepsies. *Brain*. 2001. 124(Pt 3),627-636. <https://doi.org/10.1093/brain/124.3.627>.
15. Kim CH, Chung CK, Koo BB, Lee JM, Kim JS, Lee SK. Changes in language pathways in patients with temporal lobe epilepsy: diffusion tensor imaging analysis of the uncinate and arcuate fasciculi. *World Neurosurg*. 2011. 75(3-4),509-516. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2010.11.006>.
16. Otte WM, van Eijsden P, Sander JW, Duncan JS, Dijkhuizen RM, Braun KP. A meta-analysis of white matter changes in temporal lobe epilepsy as studied with diffusion tensor imaging. *Epilepsia*. 2012. 53(4),659-667. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2012.03426.x>.
17. Guye M, Ranjeva JP, Bartolomei F, Confort-Gouny S, McGonigal A, Régis J, *et al*. What is the significance of interictal water diffusion changes in frontal lobe epilepsies?. *Neuroimage*. 2007. 35(1), 28-37. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.11.049>.
18. Rastogi S, Lee C, Salamon N. Neuroimaging in pediatric epilepsy: a multimodality approach. *Radiographics*. 2008. 28(4),1079-1095. <https://doi.org/10.1148/rg.284075114>.
19. Kuchukhidze G TE. Considerations about the Clinical Role of fMRI in Epileptology. *Epileptologie*, 2011, 206 – 214.
20. Wilke C, van Drongelen W, Kohrman M, He B. Neocortical seizure foci localization by means of a directed transfer function method. *Epilepsia*. 2010. 51(4), 564-572. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2009.02329.x>.
21. Huster RJ, Debener S, Eichele T, Herrmann CS. Methods for simultaneous EEG-fMRI: an introductory review. *J Neurosci*. 2012. 32(18), 6053-6060. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.0447-12.2012>.
22. Roy T, Pandit A. Neuroimaging in epilepsy. *Ann Indian Acad Neurol*. 2011. 14(2),78-80. <https://doi.org/10.4103/0972-2327.82787>.
23. Krsek P, Kudr M, Jahodova A, Komarek V, Maton B, Malone S, *et al*. Localizing value of ictal SPECT is comparable to MRI and EEG in children with focal cortical dysplasia. *Epilepsia*. 2013. 54(2),351-358. <https://doi.org/10.1111/epi.12059>.
24. Kevin R. Moore M, Luke L. Linscott, MD, Bernadette L. Koch, MD *et al*. Diagnostic Imaging: Pediatric Neuroradiology. In: 3, editor. *Focal Cortical Dysplasia: Elsevier*. 2020. 60-22.
25. Rincon SP, Blitstein MB, Caruso PA, González RG, Thibert RL, Ratai EM. The Use of Magnetic Resonance Spectroscopy in the Evaluation of Pediatric Patients With Seizures. *Pediatr Neurol*. 2016. 58,57-66. <https://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2016.01.013>.
26. Shin HW, Jewells V, Sheikh A, Zhang J, Zhu H, An H, *et al*. Initial experience in hybrid PET-MRI for evaluation of refractory focal onset epilepsy. *Seizure*. 2015. 31,1-4. <https://doi.org/10.1016/j.seizure.2015.06.010>.

27. Garibotto V, Heinzer S, Vulliemoz S, Guignard R, Wissmeyer M, Seeck M, *et al.* Clinical applications of hybrid PET/MRI in neuroimaging. *Clin Nucl Med.* 2013. 38(1), e13-18, <https://doi.org/10.1097/RLU.0b013e3182638ea6>.
 28. Desarnaud S, Mellerio C, Semah F, Laurent A, Landre E, Devaux B, *et al.* (18)F-FDG PET in drug-resistant epilepsy due to focal cortical dysplasia type 2: additional value of electroclinical data and coregistration with MRI. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2018. 45(8), 1449-1460. <https://doi.org/10.1007/s00259-018-3994-3>.
 29. Wellmer J, Quesada CM, Rothe L, Elger CE, Bien CG, Urbach H. Proposal for a magnetic resonance imaging protocol for the detection of epileptogenic lesions at early outpatient stages. *Epilepsia.* 2013. 54(11),1977-1987. <https://doi.org/10.1111/epi.12375>.
 30. Saini J, Kesavadas C, Thomas B, Kapilamoorthy TR, Gupta AK, Radhakrishnan A, *et al.* Susceptibility weighted imaging in the diagnostic evaluation of patients with intractable epilepsy. *Epilepsia.* 2009. 50(6), 1462-1473. <https://doi.org/10.1111/j.1528-1167.2008.01882.x>.
 31. Bernasconi A, Cendes F, Theodore WH, Gill RS, Koepp MJ, Hogan RE, *et al.* Recommendations for the use of structural magnetic resonance imaging in the care of patients with epilepsy: A consensus report from the International League Against Epilepsy Neuroimaging Task Force. *Epilepsia.* 2019. 60(6), 1054-1068. <https://doi.org/10.1111/epi.15612>.
-