

عنوان پایان نامه:

فارسی	بخش بندی کبد در تصاویر در تصاویر سی تی اسکن و MRI با استفاده از یادگیری عمیق
انگلیسی	

مشخصات دانشجو:

نام:	مریم	رشته: مهندسی پزشکی	شماره دانشجویی:
نام خانوادگی:	رمضی	گرایش: بیوالکتریک	
مجتمع/دانشکده:	دانشکده فنی و مهندسی		
سال تحصیلی اخذ پایان نامه:	1401	ترمه‌های مشروطی: -	امضاء دانشجو:
نیمسال تحصیلی اخذ پایان نامه:	دوم	تعداد واحدهای گذرانده: 8	
		معدل دروس گذرانده شده:	

کارشناس گروه/ مدیر آموزش:

تذکر: اساتید راهنما و مشاور موظف هستند قبل از پذیرش پروپوزال، به سقف ظرفیت راهنمایی و مشاوره خود توجه نموده و در صورت تکمیل نمودن ظرفیت پذیرش، از امضاء این فرم یا در نوبت قرار دادن آن و ایجاد وقفه در کار دانشجویان جدا پرهیز نمایند بدیهی است در صورت عدم رعایت موازین مربوطه، مسئولیت تاخیر در ارائه پروپوزال و عواقب کار، متوجه استاد راهنما خواهد بود.

نام و نام خانوادگی استاد راهنما:	نام و نام خانوادگی استاد مشاور (در صورت لزوم):
امضاء	امضاء

تصویب در شورای گروه تخصصی:	تصویب در شورای پژوهشی مجتمع/ دانشکده:
تأیید مدیر گروه	تأیید معاون/مدیر پژوهشی مجتمع/ دانشکده
امضاء:	امضاء:
تاریخ:	تاریخ:

طرح تحقیق پایان‌نامه کارشناسی ارشد

عنوان فارسی پایان‌نامه: بخش بندی کبد در تصاویر سی تی اسکن و **MRI** با استفاده از یادگیری عمیق

1- بیان مساله و روش اجرا: (ابعاد مساله، معرفی دقیق مساله، فرضیه ها، جنبه های مجهول، متغیرها و پرسشها و روش های تحقیق)

بخش بندی تصویر یک مرحله مهم و ضروری در تجزیه و تحلیل تصویر پزشکی است. بخش بندی در دستیابی به تفسیر درست و ارزشمند از تصاویر پزشکی نقش مهمی ایفا می کند. با پیشرفت یادگیری عمیق و شبکه های عصبی کانولوشن در طبقه بندی و بخش بندی تصاویر، تجزیه و تحلیل تصاویر در پزشکی نیز با موفقیت همراه بوده است.

یادگیری انتقال تکنیکی است که می توان از آن برای توسعه مدل های تصویربرداری پزشکی به دلیل کمبود داده های آموزشی مورد نیاز استفاده کرد.

اما تفاوت های قابل توجهی بین ویژگی ها و وظایف مجموعه داده های پزشکی و مجموعه داده های تصاویر طبیعی وجود دارد. وجود همین تفاوت ها سبب می شود که بخواهیم بدانیم استفاده از وزن های از پیش آموزش دیده روی یک مجموعه داده با دامنه ی متفاوت چه میزان اثربخشی دارد.

بنابراین در این پایان نامه ما به بررسی تاثیرات انتقال دانش از مجموعه داده روی تصاویر پزشکی، برای وظیفه بخش بندی معنایی پرداختیم. ما آزمایشات خود را بر روی دو مجموعه داده کوچک که شامل عکس های پولیپ حاصل از معاینات کولونوسکوپی هستند، انجام دادیم.

ما دریافتیم استفاده از وزن های از پیش آموزش دیده برای مجموعه داده بسیار کوچک در وظیفه بخش بندی تصاویر دو بعدی پزشکی موجب بهبود عملکرد می شود.

علاوه بر آن فهمیدیم یادگیری انتقال بر افزایش سرعت همگرایی موثر است. ما مشاهده کردیم استفاده مجدد از ویژگی ها (به کار گیری وزن های از پیش آموزش دیده) در پایین ترین دو لایه بیش ترین تاثیر را در بر دارد، بنابراین می توان از رویکردهای ترکیبی برای بهره بردن از بیش ترین مزایای انتقال استفاده کرد. ما همچنین وزن های از پیش تعیین شده را مقیاس بندی کرده و مشاهده کردیم این کار به افزایش سرعت همگرایی کمک می کند.

بخش بندی در تصاویر پزشکی به فرایند مشخص کردن اندام مورد نظربه طور معمول در سی تی اسکن یا تصویر برداری رزونانس مغناطیسی برای تجزیه و تحلیل حجمی یا مورفولوژیکی چنین بخش بندی هایی میتواند اطلاعات کمی معنی دار و قابل اعتماد از ساختار کبد را در اختیار پزشکان قرار دهند . که متعاقبا تشخیص ناهنجاریها را ممکن میسازد.

پردازش تصویر در دنیای امروز علمی است وسیع با شاخه های گسترده که کاربردهای فراوانی دارد. قطعه بندی تصویر یکی از شاخه های مهم پردازش تصویر است که پژوهش های وسیعی را در دهه های اخیر در علوم مختلف از قبیل ریاضیات، نجوم، علوم کامپیوتر و مهندسی پزشکی به خود اختصاص داده

است. به طور خلاصه می توان قطعه بندی تصویر را ابزاری برای دسترسی به عناصر تصویر دانست. برای دستیابی هر چه بهتر این هدف، پژوهشگران الگوریتم های قطعه بندی متفاوتی در زمینه های مختلف از جمله تصاویر پزشکی، ماهواره ای و نظامی را طراحی کرده اند.

بخش بندی تصویر اولین مرحله و بحرانی ترین مرحله از آنالیز تصویر می باشد که هدفش استخراج اطلاعات داخل تصویر مانند لبه ها، نماها و هویت هر یک از نواحی می باشد که از طریق توصیف، ناحیه های بدست آمده را برای کاهش آنها به شکل مناسب برای پردازش کامپیوتر و تشخیص هر یک از نواحی آماده می کند. نتیجه بخش بندی تاثیر قابل ملاحظه ای بر دقت ارزیابی ویژگی ها خواهد داشت. بخش بندی اغلب شرح فرآیند تقسیم تصویر به اجزاء اصلی و استخراج قسمتهای مورد علاقه اشیاء می باشد.

بخش بندی یکی از مشکل ترین مباحث در پردازش تصویر است که در موفقیت عمل تحلیل تصویر بسیار موثر است. اولین تکنیک های گسترش بخش بندی تصاویر، به سال 1965 برمی گردد که یک عملگر برای لبه یابی بین قسمتهای مختلف یک تصویر استفاده شد که لبه یاب رابرت نامیده شد.

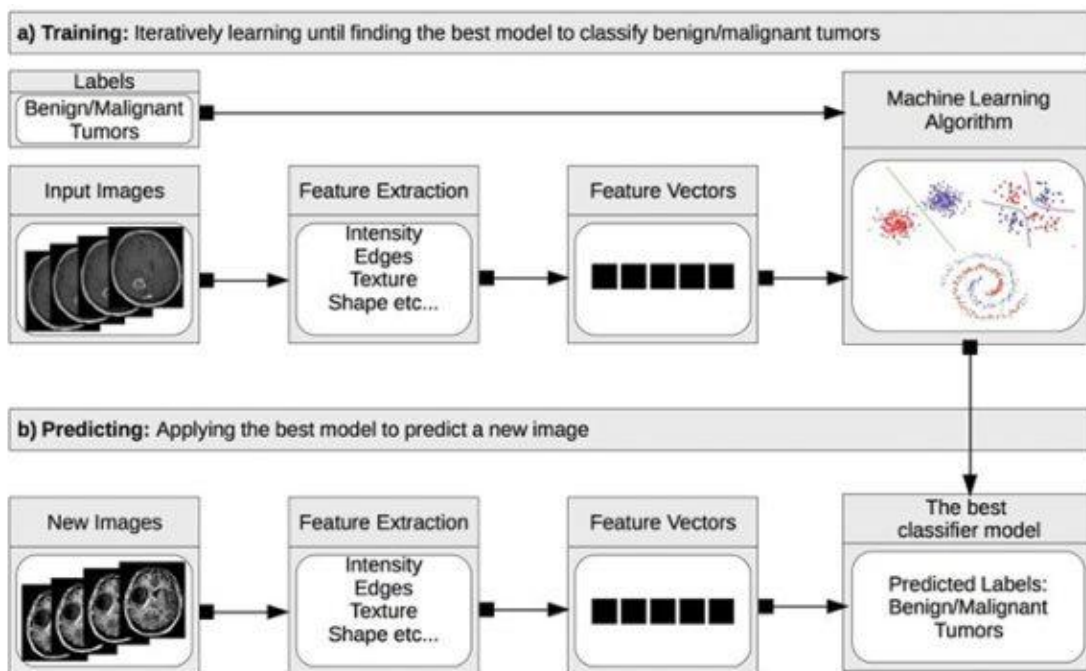
این اولین مرحله برای گسترش تجزیه تصویر می باشد. بر اثر دید منفی و کم لطفی محققان، مدتی بررسی و تحقیق در مورد بخش بندی تصاویر به کندی پیش رفت اما جدیداً توجه خاصی به این مبحث می شود.

بخش بندی تصویر همان تقسیم بندی نواحی با ویژگی های مشابه در تصویر با تکنیک برچسب زنی پیکسل است. برای آنالیز تصاویر پزشکی، بخش بندی شامل قطعه بندی انواع تومورها و ضایعه ها (نظیر کبد و تومور کبد) و ساختارهای اندامی بدن (نظیر قلب و لوزالمعده) در همه مدالیته های تصویربرداری پزشکی است.

با معرفی شبکه عصبی کانولوشن کامل که به اختصار FCN نامیده می شود، بخش بندی تصویر به نتایج خیلی خوبی رسیده است. شبکه عصبی کانولوشن کامل، کار طبقه بندی را برای تفکیک فشرده با نمونه برداری از بالا و از دست دادن پیکسل ها می توان انجام داد و اطلاعات بزرگ، معنایی و محلی را با پیش بینی متراکم ترکیب کرد. روش های بخش بندی تصاویر پزشکی عموماً با توجه به حجم داده های ورودی به دو دسته دوبعدی و سه بعدی تقسیم می شوند.

شبکه محبوب ترین شبکه عصبی کانولوشن کامل برای بخش بندی تصاویر پزشکی است. این شبکه شامل یک مسیر قراردادی بر مبنای شبکه های عصبی کانولوشن (سمت پایین نمونه) و یک مسیر گسترده (سمت بالای نمونه) است.

این روش براساس به کارگیری مکرر از لایه های پیچشی عمل می کند که هر کدام دارای فعال ساز و لایه ماکزیمم تجمع برای نمونه گیری از پایین هستند. در هر مرحله از نمونه برداری از پایین، تعداد ویژگی ها دو برابر می شوند. در مسیر گسترده با افزایش نمونه برداری نقشه ویژگی و دیکانولوشن تعداد ویژگی نصف می شود.



شکل : توسعه مدل یادگیری ماشین و مدل کاربردی برای وظایف طبقه بندی تصاویر پزشکی

چالش ها و رویکرد های مرتبط با پژوهش :

جداسازی کبد از تصاویر سیتی اسکن بدون کمک اپراتور، بدلیل اثراتی مانند اثر حجم جزئی و شباهت شدت کبد و بافتهای مجاور آن، کار دشواری است. همچنین اگر فقط یک تصویر از کبد در اختیار باشد، در بعضی موارد تخمین نواحی از تصویر که متعلق کبد است فقط توسط پزشک متخصص امکان پذیر است.

در الگوریتم های موجود برای جداسازی کبد پارامترها و فرضیهایی بکار رفته است که بدلیل تنوع شکل، ابعاد و محل قرارگیری کبد در هر بیمار، نمی تواند در همه حالاتها مورد استفاده قرار بگیرد.

هدف از این تحقیق استخراج پارامترها بر اساس ویژگی های منحصر بفرد هر بیمار است. در الگوریتم پیشنهادی، ابتدا بزرگترین بافت موجود در ناحیه شکم بعنوان ماسک اولیه کبد بیمار استخراج شود. از این ماسک برای استخراج دقیق بازه شدت روشنایی کبد استفاده می شود.

پس از تعیین محدوده شدت روشنایی کبد، با طراحی تابع تجربی نقشه رنگی تصاویر سطوح خاکستری به تصاویر رنگی تبدیل می شوند. با رنگی کردن تصاویر، از آنالیز موجک برای استخراج ویژگی های موثر بر اساس آنالیز بافت استفاده می گردد. کارایی الگوریتم پیشنهادی بر روی داده های موجود نتایج بهتری در مقایسه با سایر الگوریتم ها بدست آورده است.

کبد به دلیل شکل بسیار متغیر و نزدیکی به سایر ارگان ها یکی از دشوارترین اعضای بدن برای بخش بندی است . برای مثال چالش های پیش رو به صورت زیر می باشد :

تفاوت های قابل توجه در ساختار تشریحی اندام ها در بیماران .

اشکال کبدی غیر معمول (به عنوان مثال اندازه یا جهت غیر معمول کبد).

محدوده ارزش Hounsfield مشابه ارگان های مجاور.

متغیر Hounsfield برای بافت یکسان در سراسر بافت ممکن است متغیر باشد.

پرسش /فرضیه تحقیق:

در دهه گذشته نه تنها تعداد روش های بخش بندی به طور قابل توجهی افزایش یافته بلکه کاربرد آن نیز به وظایف چند گانه تقسیم بندی شده است .

به عنوان مثال یک شبکه عمیق که میتواند ارگان های مختلف را جدا کند یا یک سیستم که میتواند ارگان های مشابه را از تصاویر گرفته شده با روش های مختلف برای مثال اندام کبد در دو تصویر ام ار ای و سی تی اسکن جدا سازد.

در چالشی از شرکت کننده ها خواسته شده که با استفاده از داده های ارایه شده که تصاویر سی تی اسکن و ام ار ای اعضای شکم افراد سالم است در یکی از پنج دسته رقابت زیر پژوهش کرده و نتایج خود را ارایه دهند .

1 بخش بندی کبد با استفاده از داده های سی تی اسکن

2 بخش بندی کبد فقط با استفاده از داده های ام ار ای

3 بخش بندی کبد با استفاده از داده های سی تی اسکن و ام ار ای

4 بخش بندی ارگان های شکمی با استفاده از داده های ام ار ای

5 بخش بندی ارگان های شکمی با استفاده از داده های سی تی اسکن و ام ار ای

هدف و نوآوری:

از جمله نوآوری ها میتوان به ارایه شبکه جدید با اعمال تغییرات اندکی بر روی شبکه های موجود درحوزه بخش بندی تصاویر پزشکی.

استفاده همزمان از چندین معیار ارزیابی تصاویر دودویی در تابع اتلاف شبکه .

استفاده از یادگیری انتقالی با به کار گیری داده های منتشر شده در چالش های مرتبط قبلی.

قطعه بندی تصاویر سی تی اسکن از ناحیه کبد به عنوان یک چالش برای فعالیت های بعدی مانند تشخیص بیماری های مختلف و شناسایی نواحی دارای مشکل به خصوص سرطان کبد، به عنوان یک فرایند اصلی و پردازش مهم، برشمرده می شود.

این عملیات که منجر به پیدا کردن یک سری نواحی می شود، به عنوان یک مسئله مهم در جامعه پزشکی هوشمند، مورد مطالعه و پژوهش است

شناسایی ویژگی هایی هم چون بافت، لبه و شدت روشنایی، می تواند به این الگوریتم در قطعه بندی دقیق ناحیه کبد کمک نماید.

در انتها نیز از یک سری معیار ارزیابی شامل دقت، حساسیت و نرخ ویژگی ها استفاده شد که نتایج هر کدام به ترتیب برابر 98.97% ، 91.25% و 98.5% تخمین زده شده است.

هدف بخش بندی کبد در تصاویر سی تی اسکن یا تصاویر رزونانس مغناطیسی با استفاده از شبکه عصبی عمیق است . تشخیص کمی دقیق ساختار کبد به ویژه در افرادی که به سرطان کبد مبتلا میشوند دارای اهمیت است.

در سال های اخیر، نمایش سه بعدی، جایگاه مهمی در سیستم تشخیص پزشکی، برای شناسایی بسیاری از بیماری ها و ناهنجاری ها دارد و به پزشکان کمک شایانی برای درک بهتر آناتومی پیچیده ارگان می کند.

داشتن اطلاعاتی درباره موقعیت مکانی، ارتفاع و اندازه حجم ارگان مورد نظر، باعث کوتاه شدن زمان جراحی و همچنین باعث جلوگیری از صدمات ناشی عمل جراحی در بیمار می شود.

تکنیک های بسیاری برای برآورده شدن هدف سه بعدی سازی مطرح شده اما اکثراً به کامپیوترهای قدرتمند و ابزار پزشکی مجهز نیازمند هستند .قطعه بندی کبد مرحله مهم و چالش برانگیز قبل از نمایش سه بعدی می باشد.

جنبه نوآوری و جدید بودن تحقیق در چیست؟

MRI تصاویری را تولید می کند که یک مقطع یا «برش» را از استخوان ها، عروق خونی و بافت های داخل بدن نشان می دهد. تصاویر مجموعه ای هستند از شدت های سیگنال که توسط کامپیوتر هدایت و ترکیب می شوند. اسکن های MRI می توانند وجود ناهنجاری هایی را در کبد تشخیص دهند که ممکن است سرطانی باشند.

دستورالعمل های فعلی استفاده از MRI یا نوع دیگری را از تصویربرداری، توموگرافی کامپیوتری، یا ترکیبی را از آنها برای تأیید وجود سرطان کبد در افرادی که ممکن است مبتلا به این بیماری باشند، توصیه می کنند.

پیشینه تحقیق و فهرست منابع:

(سابقه تحقیقات و نتایج به دست آمده در داخل و خارج از کشور و نظرات علمی موجود در مقالات و پایان نامه های اخیر درباره موضوع تحقیق)

بن کوهن و همکاران یک معماری مبتنی بر VGG-16 که تنها از لایه های کانولوشنی تشکیل شده را پیشنهاد کردند و تصاویر کامل Ct و تصاویر مجاور قبلی و بعدی را به عنوان ورودی مدل در نظر گرفتند این مدل روی تمام داده ها آموزش داده شده است. چنین روشی اطلاعات سه بعدی را نیز به شبکه اضافه میکند.

کریست و همکاران یک شبکه کانولوشنی را ارائه دادند نویسندگان اضافه کردن یک مرحله پس پردازش با استفاده از الگوریتم تصادفی شرطی برای اصلاح هر چه بیشتر نتیجه بخش بندی پیشنهاد دادند شبکه حاصل بر روی مجموعه دادگان عمومی آزمایش شدند.

فهرست منابع:

1search?q=%D8%A8%D8%AE%D8%B4+%D8%A8%D9%86%D8%AF%DB%8C+%DA
%A9%D8%A8%D8%AF+%D8%A8%D8%A7+%DB%8C%D8%A7%D8%AF%DA%AF%DB%8C%D8%B1%DB%8C+%D8%B9%D9%85%DB%8C%D9%

2 civilica.com/doc/1538301/

3 CT/MRI LI-RADS® v D8%AF+%D8%A8%D8%

4h_amirzargar@sina.tums.ac.ir

5Milan Sonka , Vaclav Hlavac , Roger Boyle, Image Processing, Analysis, and Machine Vision,

Thomson-Engineering, 2007

6urology.umsha.ac.ir/browse.p h p ?a _d=57&slc_lang= =1&ftxt

روش اجرای تحقیق: (شامل روش تهیه داده های مورد نیاز، روش تجزیه و تحلیل داده ها، مدل ها، و نرم افزارهای کاربردی)

ما دریافتیم که با استفاده از MRI به عنوان روش تصویربرداری خط-دوم در تشخیص هپاتوسلولار کارسینوما در هر اندازه و مرحله ای، 16% از افراد مبتلا از دست می روند و

بیماری آنها تشخیص داده نمی‌شود، و 6% از افراد بدون این بیماری، درمان غیر-ضروری دریافت خواهند کرد.

برای هپاتوسلولار کارسینوما قابل رزکسیون، به این نتیجه رسیدیم که در 16% از افراد مبتلا به این وضعیت، ضایعه به اشتباه برداشته نمی‌شوند، در حالی که 7% از افراد بدون هپاتوسلولار کارسینوما اشتباهی تحت جراحی قرار می‌گیرند.

عدم قطعیت ناشی از خطر بالای سوگیری در مطالعات وارد شده و نگرانی از قابلیت کاربرد آنها، توانایی ما را برای نتیجه‌گیری‌های قطعی بر اساس نتایج خودمان محدود می‌کند.

ما دریافتیم هپاتوسلولار کارسینوما عمدتاً در افراد مبتلا به بیماری مزمن کبدی رخ می‌دهد و از نظر بروز جهانی سرطان در رتبه ششم، و از نظر مرگ‌ومیرهای ناشی از سرطان در رتبه سوم قرار می‌گیرد.

در عملکرد بالینی، از تصویربرداری رزونانس مغناطیسی به عنوان یک روش تصویربرداری تشخیصی خط دوم در جهت تأیید وجود ضایعات کانونی کبدی مشکوک به هپاتوسلولار کارسینوما در تست‌های تشخیصی قبلی مانند اولتراسوند شکمی یا آلفا فیتوپروتئین، یا هر دو، چه در برنامه‌های نظارتی و چه در محیط‌های بالینی، استفاده می‌شود.

با توجه به دستورالعمل‌های فعلی، انجام یک مطالعه تصویربرداری تقویت شده با کنتراست توموگرافی کامپیوتری CT یا MRI که نشانه‌های معمول هپاتوسلولار کارسینوما را در افراد مبتلا به سیروز نشان می‌دهند، برای تشخیص هپاتوسلولار کارسینوما معتبر است.

تشخیص هپاتوسلولار کارسینوما متمایل به رزکسیون جراحی می‌تواند پیش آگهی بیمار را بهبود بخشد.

با این حال، تعداد قابل‌توجهی از موارد هپاتوسلولار کارسینوما نشانه‌های معمول را در روش‌های تصویربرداری نشان نمی‌دهند، و بنابراین، این بیماری ممکن است تشخیص داده نشود.

شواهد بارزی مبنی بر مزیت برنامه‌های نظارتی از نظر بقای کلی وجود ندارد: نتایج متناقض می‌توانند نتیجه تشخیص نادرست، درمان ناکارآمد، یا هر دو، باشد.

ارزیابی دقت تشخیصی MRI ممکن است این موضوع را روشن کند که عدم وجود مزیت آنها می‌تواند با تشخیص نادرست بیماری مرتبط باشد یا خیر. علاوه بر این، ارزیابی دقت

MRI در افراد مبتلا به بیماری مزمن کبدی که در برنامه‌های نظارتی گنجانده نشده‌اند، برای رد یا تشخیص هپاتوسلولار کارسینوما لازم است

اطلاعات دقیق از موقعیت و ابعاد تومورهای کبد، جهت تشخیص بیماری و تعیین روش درمان و پس از درمان به منظور بررسی نتایج درمان دارای اهمیت می باشد

دستگاه های تصویربرداری مانند سی تی اسکن یک ابزار برای تهیه اطلاعات درباره تومورهای کبدی است. یک روش نیمه خودکار برای بخش بندی تومور های کبد با استفاده از تصاویر سی تی اسکن ارائه شده است.

ابتدا توسط کاربر بافت تومور و کبد با انتخاب نقاطی تعیین می گردد. سپس به کمک روش آپخشان شکل شناسی سه بعدی نقاط اولیه در تومور و کبد تعیین می شوند. سپس با روش انتشار قیود وابسته تخمین برجسب های بافت تومور و کبد انجام می شود.

با گرفتن اشتراک بین برجسب های بدست آمده محدوده قرار گرفتن مرز تومور بدست می آید و نهایتا با استفاده از آشکار ساز لبه کنی، مرز های نهایی تومور مشخص می شوند.

تعیین ناحیه برای هر تومور و تشخیص ناحیه ای از تصویر با احتمال وجود مرز تومور که از طریق مقایسه ویژگی های هر وکسل با ویژگی های بافت تومور و کبد بدست آمده است، موجب شد روش پیشنهادی قادر به بخش بندی کلیه تومور های با ابعاد متفاوت در حداقل زمان ممکن گردد.

این روش بر بیش از 450 اسلایس از تصاویر سی تی اسکن در 6 داده اعمال شده است که توانست بخش بندی تومور را با دقت بیش از 72/8 درصد در معیار دایس انجام دهد.

اسکن همواره نقش اصلی را در تصویر برداری کبدی عهده دار است. تصاویر سی تی اسکن را می توان با تنظیم ها یا به اصطلاح با پنجره های مختلف مشاهده کرد. این مطالعه بررسی میزان تطابق نتایج تنظیم پنجره کبدی با سی تی اسکن با تنظیم استاندارد شکمی در تشخیص ضایعات فضاگیر کبدی است

این مطالعه از نوع مقطعی است و بر روی بیماری که به دلیل کانسر، تحت فالوآپ بودند و یا بیمارانی که به دلایل دیگری مثل تروما و یا هر گونه علامت شکمی مراجعه نموده و سی تی اسکن استاندارد شکمی با تزریق برایشان انجام شده، انجام گرفته است.

سپس بر روی سی تی استاندارد شکمی این بیماران، تنظیم پنجره کبدی اعمال شده و تصاویر حاصله توسط دو رادیولوژیست با تجربه، از نظر وجود و یا عدم وجود ضایعات کبدی مورد بررسی قرار گرفته، به علت عدم توافق تشخیص دو رادیولوژیست، تحلیل‌ها بر روی بیماران انجام گرفت.

داده‌ها با استفاده از آزمون‌های آماری ویرایش تجزیه و تحلیل شد. بر اساس تنظیم پنجره استاندارد و کبدی در کل به ترتیب 27/6 و 32/2 درصد افراد دارای ضایعه کبدی بودند. در 10/5 درصد افراد تعداد ضایعات تشخیصی بر اساس تنظیم پنجره کبدی نسبت به تنظیم پنجره استاندارد افزایش یافته بود.

تاثیرات بیولوژیکی میدان های درمانگر تومر:

کانیسم تاثیرات بیولوژیکی میدان های درمانگر تومر در مکانیسم عملکرد شرح داده می شوند.

دیمرهای توبولین: يك ديمر تابولين شكلي تقريبا استوانه شكل دارد از جنس پروتئين كه دوسر آن قطبي شداست منومر ديمر داريم.

دیمرهای توبولین وقتی درون TTFs قرار می گیرند يك میدان الکتریکی محلي در مكان ديمر توبولين ايجاد مي شود و با چرخش در میدان هم جهت با هم و در يك جهت با میدان قرار می گیرند .

میدان های الکتریکی یکنواخت فقط میتوانند دیمر های توبولین را هم جهت کنند ولي TTFs بر روی هسته ها تاثیر می گذارند چرا که اگر میدان یکنواخت باشد بار ساکن القا میکند در نتیجه میدان درون هسته صفر است ولي اگر میدان متناوب داشته باشیم الکتریسیته جاری ايجاد شده باعث مي شود میدان داخل هسته صفر نباشد.(طبق قانون گاوس) میدان های درمانگر تومر فرآیند پلاریزاسیون عمودی میکروتوبول های میتوزی دوکی شکل را اصلاح میکند.

این عمل را بوسیله برطرف کردن حرکت عمودی تصادفی زیر واحد های توبولین در سیتوپلاسم در مرحله تقسیم سلولي متافاز انجام می دهد. مورد فوق به نوبه خود منجر به توقف متافاز، میتوز طولانی مدت، و تهدید مرگ سلولي می شود.

در محدوده زمانی تقسیم سلولي، سلول هایی که از دام میتوزی فرار کرده اند باعث ايجاد

يك ميدان غير يکنواخت الكتريكي در حال توسعه ، به همراه يك ميدان با شدت بالا در يك شيار باريك مي شود.

سپتين كامپكس ها باعث تقسيم طبيعي سلول به دو سلول دختر مي شوند كه در اثر دي الكتروفورزي ميدان هاي درمانگر تومر تغيير مكان داده اند . اين پديده در پايان مرحله تلفاز اتفاق افتاده منجر به تاول سيتوپلاسمي شديد و نهايتا مرگ سلولي مي شود.

تاثير ميدان الكتريكي بر نفوذ پذيري غشا را به طور موقت افزايش مي دهد.
-شبيه سازي هاي الكتريكي نشان داده اند كه علت افزايش نفوذپذيري غشا تغيير در دما و PH محلي است . كه اين ممكن است منجر به بي ثباتي سلول شود.
پروتئين هاي لايه هاي ليپيدي تابعي از كانال يون ها هستند و در حضور EMFs موجب اصلاحات متابوليكي (سوخت و ساز) مي شوند.

حدس زده مي شود يك مدولاسيون همدوس دروازه گذاري كانال بوسيله يك سيگنال خارجي منجر به تصحيح تناوبي در جريان يون ، به درون يك غشا ، با چند كانال مي شود . اين مطلب براي تابش EMF و MW بصورت تئوري بيان شده است.

اجراي فرکانس ها ويژه مدوله شده HCC :مولد الكتروموتوري جريان متناوب مدوله شده توليد كننده امواج الكترومغناطيسي RF كه بوسيله يك شئ شبيه قاشق درون دهان قرار داده ميشود . بيان تصويري از جريان متناوب مدوله شده .

فرکانس حامل سينوسي 27/12 مگا هرتز مدوله شده فرکانس هاي ويژه درمان دريافتي بيمار توسط RF توليد شده توسط جريان مدوله شده برنامه درماني تابش متوالي 194 فرکانس مدوله شده در 60 دقيقه است.

اجراي درون دهاني ميدان هاي الكترو مغناطيسي در سطح پايين وبی ضرر مدوله شده دامنه اي در فرکانس هاي ويژه بد حالي RF AM EMF در ابتدا براي درمان كم خوابي توسعه داده شد . و همكاران سپس در درمان سرطان سلولي كبد مورد استفاده قرار گرفت.

تأثیر میدان های درمانگر تومور بر تقسیم سلولی از تجمع بار در سلول های بزرگ و ارگان ها ی مسئول برای فرآیند ها کلیدی در فرآیند میتوزی نتیجه می شود. تأثیر میدان های درمانگر تومور را با دو مفهوم اساسی فیزیک دو قطبی الکتریکی و دی الکتروفورزی توجیه می شود.

میدان های درمانگر تومور در میان محدوده درمان ، به طور یکنواخت براساس چند عامل توزیع شده است 1-ژئومتری ارگان 2-فاصله آرایه های ترانسدیوسر 3-خاصیت دی الکتریک بافت ها پایه گذاری شده است.

میدان ها رابطه فاصله ای آرایه ها را تضعیف نمی کنند بنابراین برای تومور های عمق زیاد هم استفاده می شود .چون میدان های درمانگر تومور نیمه عمر ندارند ارائه میدان دائمی است و وقفه ندارند .

استفاده از میدان های درمان کننده تومور یا برای درمان تومور کبد:

با استفاده از این روش که مشابه دستگاه می باشد، با ایجاد یک میدان الکتریکی که با قرار دادن الکترودها در اطراف کبد و اعمال فرکانس که توسط منبع فرکانس متغیر تامین میشود، درمان و مدلسازی انجام میگیرد.

میدان های درمان کننده تومور یا ،میدان های الکتریکی هستند که تقسیم سلول های سرطانی را مختل می کنند. میدان الکتریکی میدان نیرو است. میدان های الکتریکی تمام اجسام باردار را احاطه

کرده اند. یک میدان الکتریکی به دیگر اجسام باردار درون آن نیرو وارد می کند.

درمان سرطان با میدان های الکتریکی:

میدان های درمان تومور، میدان های الکتریکی متناوب هستند که به طور خاص برای هدف قرار دادن

سلول های سرطانی تنظیم شده اند. هنگامی که میدان های الکتریکی وارد سلول سرطانی می شوند،

پروتئین های باردار را در طول تقسیم سلول های سرطانی جذب و دفع می کنند.

تأثیرات بیولوژیکی و فراوان EMFs بر روی سلول در شکل نشان داده شده است. EMFs بر روی غشا و مولکول های کوچک تأثیر میگذارند.

تخمین زده شده است که بوسیله فرکانس های خارجی 300-100 EMFs میکروتوبول های پلیمری شده تکه تکه شده فعالینشان مختل می شود.

EMFs باعث اصلاح بیان ژن خرابی DNA بوسیله تولید فراکتال آزاد ، تغییر ساختار

مي DNA و تحريك شكستن رشته ها و ديگر انحراف های کروموزومي شبیه فرم های میکرو هسته ای مي شود.

جلوگیری از رشد و کاهش حجم تومورهای سرطاني بوسیله پرتو های یونساز ایکس و گاما بسیار متداول است. علاوه بر این استفاده از میدان های الکترومغناطیسي که ماهیت غیر یونساز دارند رو به توسعه است .

از آنجايي که با دیدگاه کوانتومي ، انرژی تابشي میدان های مذکور از درجه بزرگي E-20 الکترون ولت مي باشند، آسیب خیلی کمتری به بافت های سالم زنند. از طرفي درجه آزادی برای پرتو دهی به تومورها با امواج الکترومغناطیسي بیشتر است. این درجات آزادی شامل فرکانس ، دامنه موج ، زمان پرتو دهی و تغییرات دامنه برحسب زمان (مدولاسیون) مي باشد .

مبحث TTF (Tumor Treatment Fields) از سال 2000 به بعد مطرح گردید. قبلا ثابت شده که میدان

های الکتریکی دارای اثر درمانی بر روی تومورها هستند. این اثر به خاطر آسیب دیدن ساختار های زیر سلولي در مرحله تقسیم سلول ، تحت حضور میدان الکتریکی مي باشد. چون بافت های زنده به شدت یونیزه هستند ، میدان الکتریکی ساکن نمی تواند به درون بافت نفوذ کند .

