

چکیده

بدین وسیله ما یک روش جدید برای تشخیص اتوماتیک از مهره های کمر و ساختار دیسک از تصاویر MR ارائه می دهیم. در تنظیمات بالینی، رادیولوژیست ها از چند تصویر ساختار کمری برای تشخیص اختلالات کمری استفاده می کنند. این تصاویر با همکاری تکنسین ثبت شده و ویژگی های متعامد (orthogonal) ناحیه کمری را نشان می دهند. ما اطلاعات T1W sagittal، T2W sagittal و T2W axial از تصاویر MR را برای برچسب گذاری اتوماتیک دیسک و ستون فقرات، ترکیب کردیم. روش زوج های هندسی و اطلاعات ویژگیهای یافت از سه نوع تصویر با روش های تجزیه و تحلیل تصویر برای رسیدن به دقت 98.8٪ برای برچسب زدن دیسک در آزمون مجموعه ای از 67 تصویر حاوی 335 دیسک در دسترس است.

واژه های کلیدی

توسعه CAD، طراحی طبقه بندی

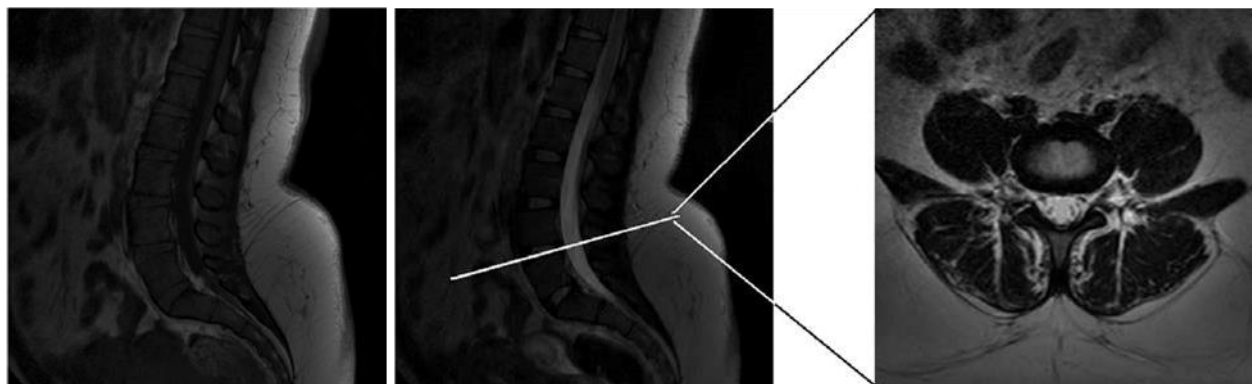
مقدمه

سازمان ملی مراقبت جراحی سرپایی، 2005 نشان می دهد که حدود 11 میلیون نفر از کمردرد در سال 2005 و مرجع رنج می برند. 1 هزینه های مراقبت های بهداشتی دولت از افراد مبتلا به کمر درد در آمریکا میانگین به بیش از 90 میلیارد دلار در سال 1998 رسیده است. علاوه بر کشیدگی و درد عضلانی، برخی از ناهنجاری های جدی تر در ارتباط با کمر درد عبارتند از: فتق دیسک؛ پارگی anular، تخریب دیسک، تنگی کانال نخاعی و (SPONDYLOLYSIS). رادیولوژیست ها معمولاً برای بررسی این اختلالات ستون فقرات کمری از protocol 2 کامل استفاده می کنند. پروتکل کامل اشاره به استفاده ترکیبی از T1W sagittal و T2W sagittal و تصاویر axial است. به طور طبیعی، اولین گام در تشخیص برچسب زدن دیسک و مهره در این تصاویر است. کار ما تشریح یک روش تعیین محل دیسک و مهره ها به صورت خودکار در تصاویر MR بالینی در پشت و پایین کمر است.

مشکل برچسب زدن به عنوان تابع تعریف می شود $L(i) = \langle l_i; (x_i, y_i, z_i) \rangle$ که i مجموعه ای از تصاویر MR ورودی برای هر بیمار است، $i \in \{L1-L2, L2-L3, L3-L4, L4-L5, L5-S1\}$ برچسب های دیسک و (x_i, y_i, z_i) مختصات هر برچسب در یک قاب مختصاتی 3D است. در این مورد i به T1W sagittal، T2W sagittal، و تصاویر axial مطابقت دارد. برچسب زدن مهره ها با استفاده از برچسب زدن روی دیسک انجام می شود و به عنوان L1 تا L5 برای مهره های کمر و S1 به عنوان مهره خاجی برچسب شده است. نگاشت تابع با چالش های ناشی از آسیب شناسی و خواص بافت تصویر واضح نیست. چندین قسمت از ساختارها در ستون مهره ها دارای خواص مشابه تصویربرداری هستند؛ دیسک ها، نخاع و مهره را نمی توان به راحتی توسط مقادیر مقیاس خاکستری تشخیص داد. (شکل 1) تنوعات تجهیزات و مواد حاجب را نیز به چالش اضافه می کند.

چند مقاله برای برچسب زدن و یا بخش بندی دیسک یا مهره وجود دارد. هدف بسیاری از آنها طبقه بندی کل ستون فقرات است در حالی که ما فقط بر روی مهره های کمر و دیسک تمرکز داریم. اشمیت و همکاران. al3 از ترکیبی از درختان طبقه بندی و مدل های گرافیکی استفاده کردند و ادعا می کنند که مقیاس قوی، برای اندازه گیری و جهت یابی قسمت های از دست رفته دارند.

کورسو و همکاران. al4 از یک مدل احتمالاتی دو سطحی برای برچسب زدن ساختار کمری استفاده کردند. مدل های سطح پایین، برای اطلاعات سطح پیکسل هستند در حالی که مدل های سطح بالاتر برای روابط ساختاری هستند. ما از مجموعه ای فوق العاده ای از تصاویر این نویسندگان استفاده کردیم و علاوه بر این شامل تصاویر بیماران مبتلا به اختلالات نیز هست. ویس و همکاران. al5 از یک روش نیمه اتوماتیک تکرار شونده برای برچسب زدن تمام ستون فقرات استفاده کردند. یائو و همکاران. al6 مهره ها را در تصاویر سی تی اسکن با استفاده از الگوریتم نقطه عطفی در بخش برش های axial و با استفاده از پروفیل های شدت شبیه به آنچه ما استفاده کردیم قسمت بندی کرده اند. اگر چه، پروفیل های ما با استفاده از نرمال ها تولید می شود و ما از فرورفتگی ها برای تولید آستانه تطبیقی استفاده کردیم. Chwialkowski و همکاران. al7 از پروفیل شدت به منظور برآورد محل ستون فقرات و تشخیص دیسک استفاده کردند. پنگ و همکاران. al8 از یک قالب از روی دیسک برای تشخیص مرزهای ناحیه ستون مهره ها استفاده کردند و مهره ها توسط تشخیص لبه شناسایی شده است. مدل های شکل های آماری مانند active shape و appearance models در برخی از مقالات 9-12 بر روی تصاویر استفاده می شود. Gamio و همکاران. al13 از تصاویر با وضوح بالا با فاصله 1 میلی متر بین هر تکه استفاده کردند. ژنگ و همکاران. al16 از بهینه سازی تبدیل هاف و الگوریتم ژنتیک استفاده کردند در حالی که وانگ و همکاران. al17 از ترکیبی از افزایش لبه، Markov Random Fields (MRFs)، support vector machines (SVMs) و snakes برای تقسیم بندی مهره بر روی تصاویر فلوروسکوپی استفاده کردند. Abufadel و همکاران. al18 در مورد یک روش برای تشخیص جهت دیسک با استفاده از مستطیل فعال متناسب در مهره بحث کردند. ابزار تعاملی برای ستون فقرات و تقسیم بندی مهره در کد عکس نشان داده شده است. 19.



شکل 1: این شکل نمونه پیکسل 512 در 512 برش تصویر sagittal T1 و T2 و یک تکه axial T2 از چپ به راست را نشان می دهد. این تصاویر ثبت شده و قطعه axial می تواند در تصویر sagittal T2 به عنوان یک خط سفید ضخیم که از میان دیسک مهره ها عبور کرده دیده شود.

مدل های شکل مانند مدل های شکل فعال (ASM: active shape model) و مدل های ظاهری فعال (AAM) مستعد به نقاط دهی اولیه می باشد. اگرچه آنها در تصاویر CT مفید هستند، در تصاویر MRI قابل انجام نیست. بیشتر کار قبلی در تصاویر

سی تی اسکن CT افزایش یافته است. ما می بینیم که وضوح تصاویر بالینی از 1.5 T به 3 T متفاوت است. فاصله بین هر قطعه به طور معمول بین 4-5.5 mm است. بسیاری از مقالات فوق در مقابله با نمونه بسیار کوچک از تصاویر بیمار و استفاده از افراد سالم است. اختلالات باعث تغییرات در ستون فقرات می شوند، تعمیر هندسه ستون فقرات به مدل استاندارد دشوار است. موضوع مهم تر این است که در یک محیط بالینی قادر به داشتن الگوریتم های قوی برای برچسب زدن و بخش بندی دیسک و مهره از همه نوع بیماری هستیم.

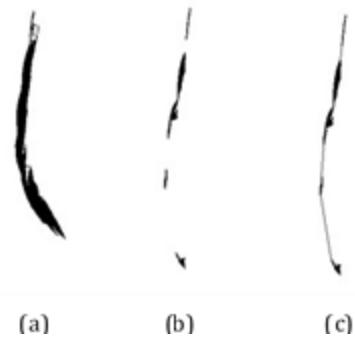
روش ما برای انواع بیماری و تغییرات با تکیه بر سه نوع مختلف از تصاویر به دست آمده است. (شکل 1). sagittal T2W به آب حساس تر است و T1W به چربی در بدن حساس تر است؛ تصاویر مربوطه ساختارها را با خصوصیات بافت orthogonal برجسته می کنند. روش ما از مزایای این تفاوت اساسی در این دو عکس استفاده می کند. ما همچنین به این نکته که تصاویر بالینی واریانس قابل توجهی در کیفیت و وضوح دارند توجه می کنیم، اما نمایش های مختلف برای تشخیص ضروری هستند، و می تواند در روش برچسب زدن استفاده شود. مجموعه های بالینی برای اینکه در یک توالی سریع انجام شوند به اسکن های مختلف نیاز دارند؛ تکنسین مطمئن می شود که افراد یا نمونه ها در طول توالی اسکن حرکت نمی کنند و از این رو این تصاویر می توانند در نظر گرفته شوند. اگر افراد یا نمونه ها حرکت کنند، دوباره اسکن تکرار می شود. ما نخاع را از این تصاویر با استفاده از مراحل پیش پردازش و استفاده از آن به منظور برآورد مرزهای مهره ها و دیسک ها در نما های sagittal استخراج می کنیم. سپس ما با استفاده از ترکیبی از پروفیل های شدت و جهت قطعه axial برای به دست آوردن مراکز دیسک ها استفاده می کنیم.

ما دوباره جزئیات رویکرد خود در بخش 2 بحث می کنیم. سپس ما داده ها را همراه با نتایج حاصل از الگوریتم خود که در بخش 3 آمده است، توصیف می کنیم. در نهایت، در بخش 4 خلاصه و دستورالعمل ها برای کارهای آینده را ارائه می دهیم.

روش

ما همه تصاویر MR را نرمال سازی کردیم و تفاوت بین تمام برش های sagittal T2W و sagittal T1W را محاسبه کردیم. این تفاوت معمولا در مناطقی که در بالا حاوی آب و در پایین حاوی چربی هستند برجسته است. با این حال نخاع، هسته Pulposus، برخی از پوست و سایر بافت ها استخراج شده است. ما می توانیم نخاع را با استفاده از روش آستانه با در نظر گرفتن ساختار نزدیک به محور عمودی مرکزی استخراج کنیم. به طور تجربی ثابت شده، 0.15 با روش مقدار آستانه به خوبی کار می کند. در مراحل آینده، ما با احتمال این که طناب نخاعی بیمار ممکن است به صورت یک ناهنجاری طبیعی شکسته باشد و یا مقدار آستانه نادرست باشد را حساب می کنیم. از این رو این الگوریتمی قوی با توجه به انتخاب مقدار آستانه است.

سپس ما نیاز به انتخاب برش sagittal که در آن مرکز دیسک را برچسب بزنیم داریم. ما از سه کاندید برای انتخاب قطعه sagittal استفاده می کنیم. با فرض تکنسین که اسکن به درستی تراز شده است، اما ممکن است مرکز واقعی طناب در برش sagittal میانی نباشد، بهترین کاندید را در میان تکه میانی sagittal یا قبلی یا برش بعدی می باشد. برای هر یک از این کاندید ها ما نخاع را در آن برش بررسی می کنیم. اگر تعدادی از قطعات متصل شده (تکه ها) از نخاع همانطور که در شکل 2 (a)، دیده می شود باشد، ما آن را به عنوان برش ستون فقرات اعلام می کنیم.



شکل 2: (a) نخاع عادی، (b) آسیب های شدید ستون فقرات که منجر به تقسیم بندی بد شده و (c) درونیایی اضافه شده به (b).

با این حال، اگر بیش از یک قطعه از نخاع وجود دارد، برای مثال همانطور که در شکل 2 (b) که آسیب شدید ستون فقرات دارد ماعمل اتصال را انجام می دهیم. ما از تکه های بزرگتر از 70 پیکسل در منطقه و نزدیک به محور عمودی مرکزی (محور Z، که در امتداد ارتفاع بیمار گرفته می شود) به عنوان قطعه ای که طناب نخاعی را تشکیل می دهند استفاده می کنیم و تمام اجزای دیگر را دور می اندازیم. محدودیت اندازه اعمال شده در بالا، به ما اجازه می دهد اجزایی که ممکن است هسته Pulposus باشد (مرکز یک دیسک سالم) و یا دیگر پیکسل های خراب را از بین ببریم. عمل اتصال شامل اتصال قطعات طناب است. برای انجام این کار، ما مرز هر تکه طناب را تعیین می کنیم و قطعات را در جهت مقادیر محور Z مرتب می کنیم. مقادیر همپوشانی بدون محور Z امکان این که نخاع بیمار به شدت آسیب دیده باشد را نشان می دهد. کوتاه ترین فاصله از نقاط مرزی از یک تکه طناب به نقاط مرزی قطعه طناب بعدی در جهت محور Z محاسبه می شود. با این روش ما قطعات نخاع را به یک قطعه متصل می کنیم. نخاع متصل در شکل 2 (c) نشان داده شده است. ما در حال حاضر برش sagittal را از میان سه کاندید به عنوان تکه ای که حداکثر منطقه نخاع در هر برش را دارد انتخاب می کنیم. همه پردازش های بعدی در برش sagittal T2W انجام می شود و ما از اتصال نخاع استفاده می کنیم.

ما پردازشهای بعدی را بر روی نخاع استخراج شده از برش sagittal منتخب خود ادامه می دهیم. اگر نخاع خیلی کوتاه است (کمتر از 300 پیکسل ارتفاع)، معمولاً این کار منجر به اشتباهات در تشخیص دیسک کمر بالا و یا پایین به عنوان مهره S1 می شود. ما دوست داریم که نخاع را بین 80 و 400 پیکسل در ارتفاع تصویر گسترش دهیم. از این رو، ما خطوط مماس بر مرز در انتهای فوقانی و تحتانی (هر کدام که مورد نیاز است) از نخاع استخراج شده رسم می کنیم بنابراین نخاع را ملاک قرار می دهیم. خطوط مماس جهت نخاع درشت انتهایی را به ما می دهند. افراد مختلف دارای انحنای بسیار متفاوت از نخاع هستند و از این رو ما از روش برون یابی استفاده می کنیم.

منطقه اولیه مورد علاقه (ApROI نامیده می شود) که با در نظر گرفتن 140 پیکسل به سمت چپ و 40 پیکسل به سمت راست هر سطر از نخاع پردازش شده همانطور که در شکل 3 (a) دیده می شود انتخاب شده است. آشکارسازی لبه Canny برای استخراج لبه ها از ApROI مورد استفاده قرار می گیرد. لبه هایی که دارای کمتر از 15 درجه شیب با توجه به لبه ستون فقرات دارند نگه داشته شده اند. از آنجا که مهره S1 با توجه به نخاع به طور معمول شیبدارتر است، لبه های زیر (در کمتر از 40 پیکسل از نخاع) باقی می مانند حتی اگر آنها زاویه 30 درجه داشته باشند. ما لبه های طولانی نزدیکتر به نخاع را انتخاب می کنیم. از مشاهدات، لبه های کمتری به موازات نخاع در داخل مهره ها وجود دارد. ما همه این لبه ها را برای به دست آوردن اولین برآورد از مرز سمت چپ ستون فقرات به هم متصل می کنیم.

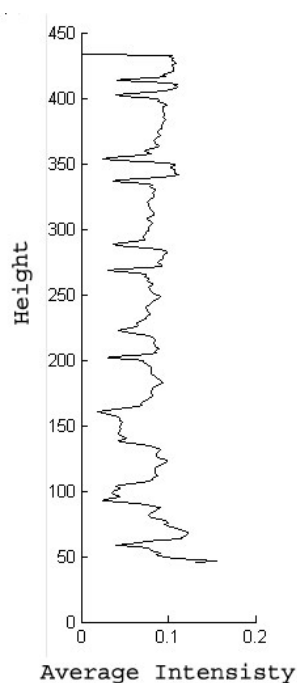
برآورد اول با استفاده از میانگین فاصله از اولین برآورد به نخاع محاسبه می شود. برآیند مرز سمت چپ در شکل 3 (a) دیده می شود. بنابراین در حال حاضر ما یک منطقه دقیق تر از (AcROI ها) که شامل منطقه بین مرز سمت چپ ستون فقرات و نخاع داریم و این منطقه شامل مهره و دیسک است. سپس ما نخاع نرمال را رسم می کنیم (برخی از نمونه ها در شکل 3) نشان داده شده است. و شدت متوسط پیکسل ها در نرمال ها را محاسبه می کنیم و یک نمودار از این مقادیر همانطور که در شکل 3 (b) دیده می شود رسم می کنیم. ما از میانگین و انحراف معیار از سه تا از عمیق ترین تورفتگی ها به عنوان مقادیر آستانه برای استخراج Anulus Fibrosus (AF) استفاده می کنیم که منطقه تیره تر بیرونی یک دیسک است. AF استخراج شده در شکل 3 (c) نشان داده شده است. این به ما اجازه می دهد تا شدت مقادیر خاص تصاویر را حساب کنیم.

ما از تراز برش هایی که توسط تکنسین در طول اسکن انجام می شود استفاده می کنیم. تکنسین از برش axial که به صورت عمود بر انحنای ستون فقرات عبور می کند (بسیار شبیه نرمال ها ی ما) مطمئن می شوند، یک نمونه از آن در شکل 1 دیده می شود. تکنسین آنها را به عنوان مجموعه ای از 4 تا 5 برش که از میان دیسک و ناحیه اطراف ستون مهره ها عبور می کنند، مرتب می نماید. قطعه axial میانی در هر مجموعه ای می تواند یک مکان تقریبی از مرکز دیسک در امتداد ارتفاع ستون مهره ها را به ما بدهد.

ما این قطعه axial را در نمای sagittal با یک خط همانطور که در شکل 1 دیده می شود رسم کردیم. توجه داشته باشید که ما از این واقعیت که اطلاعات axial و sagittal ثبت شده است استفاده کردیم.



(a)



(b)



(c)

شکل 3: (a) نتایج حاصل از برخی از مراحل میانی الگوریتم را نشان می دهد. در مرحله اول، ما ApROI (در متن توضیح داده شده) را با انتخاب منطقه 140 و 40 پیکسل به سمت چپ و راست از طناب نخاعی استخراج شده می بینیم. خطوط درشت سفید عمود مرزهای AcROI که در متن توضیح داده شده است را نشان می دهد. خطوط درشت سفید افقی بعضی از نمونه های نرمال ها است. همچنین ساختارهای مثلی دیده می شوند. ما نسبت بالاتری از پیکسل های با شدت کمتر در مثلث در مناطق دیسک نسبت به مناطق مهره انتظار داریم. شکل (b) مشخصات شدت میانگین پیکسل ها در نرمال ها را برای به دست آوردن مقدار آستانه نشان می دهد. شکل (c) Fibrosus Anulus استخراج شده از دیسک با استفاده از آستانه را نشان می دهد.

ما در حال حاضر برآورد خود از مرکزهای دیسک ها را با استفاده از برش های axial بهبود بخشیدیم و قطعه AF را به دست آوردیم. ما تعداد پیکسل های متوالی متعلق به AF در امتداد نقطه مرکزی هر نرمال را می شماریم. اگر کل پیکسل (از آغاز یک بلوک تا انتهای بلوک دیگر) کمتر از 5 پیکسل باشد، ما دو بلوک غیر پیوسته از این پیکسل ها را به یک بلوک واحد ترکیب می کنیم. ما می توانیم آن را به عنوان یک رشته مانند XB... BXB BXB که در آن X مخفف تعداد پیکسل هایی که متعلق به AF نیستند و B مخفف تعداد پیکسل های متعلق به AF در نظر بگیریم و اگر تعداد کل پیکسل ها کمتر از 5 پیکسل باشد ما BXB را به B ترکیب می کنیم.

این به این معنی است که آن به عنوان یک دیسک به اندازه کافی کوچک است و X در این بین نمی تواند یک مهره باشد. سپس ما دو مرحله دیگر برای حذف مراکز دیسک جعلی (spurious) انجام می دهیم. ما پیکسل های سیاه را در نیمه ی نرمال ها (از مرکز عمود؟؟ بر نخاع) در نظر می گیریم و مراکز جعلی که پیکسل های سیاه ندارند را حذف می کنیم.

زیرا مرز عمودی سمت چپ به دست آمده از AcROI ممکن است کامل نباشد. و به عنوان گام بعدی، ما پیکسل ها را در یک مثلث که توسط مرکز دیسک و نقاط در مرز نخاع تشکیل شده، در نظر می گیریم. این در شکل 3 (a) نشان داده شده است. ما از نقاط انتهایی دو تا نرمال، یکی از 5 نرمال بالای مرکز دیسک و یکی از 5 نرمال دیگر در زیر جریان نرمال استفاده می کنیم. اگر کسری از پیکسل ها با شدت سیاه و سفید به شدت دیگر پیکسل که آن مثلث میتواند در کمتر از 0.15 مرکز دیسک مربوطه را حذف نماید. این مقدار پارامتر به طور تجربی قابل توجیه است.

ما به راحتی می توانیم مرزهای بالا و پایین دیسک را با استفاده از AF برای هر یک از دیسک ها و مراکز دیسک با traversing در امتداد مراکز نرمال تخمین بزنیم. ما پردازش های ویژه را در دیسک آخر انجام می دهیم. اگر آخرین دیسک انتخاب شده طولی کمتر از 50٪ طول میانگین دیسک های دیگر دارد، به عنوان کاهش دیسک آن را از روش برچسب زنی خود حذف می نماییم. سپس دیسک ها و مهره ها را برچسب می زنیم. ما شروع به برچسب زدن از پایین به بالا می کنیم و بنابراین برچسب دیسک ها به صورت L1-2، L2-3، L3-4، L4-5 هستند. به طور مشابه ساختارهای میانی را به عنوان مهره برچسب می زنیم. این ها نقاط میانی مراکز از مراکز دیسک متوالی هستند. ما علاوه بر این L1 و S1 را با استخراج مراکز و با استفاده از نرمال ها برچسب می زنیم. هنگامی که ما مراکز T2W sagittal را داریم به راحتی می توانیم نقشه نقاط را روی sagittal T1W و تصاویر axial T2W به دست آوریم.

توصیف داده

داده های MRI بالینی که ما استفاده کردیم از سیستم های پزشکی اسکنر MRI فیلیپ T3 که متشکل از T2 و T1 نمایش sagittal و نمایش axial T2 گرفته شده است. برش sagittal و axial به ترتیب ضخامت mm4.5 و mm4 دارند و به ترتیب mm 5 و mm4.4 فاصله بین برش ها است. معمولا 12 برش sagittal و حدود 24 تا 30 برش axial وجود دارد. هر تکه تصویر 512 در 512 پیکسل است. تهیه تصویر به شرح زیر است. تکنسین چند تصویر از منطقه کمری که اسکن دقیقی می خواهند می گیرند. آنها یک دنباله سریع از تصاویر T2 و T1 ذکر شده در بالا می گیرند. آنها مطمئن می شوند که برش axial تقریبا عمود بر ستون فقرات و نزدیک و یا از میان دیسک های ستون فقرات عبور می کند. آنها همچنین اطمینان حاصل می کنند که بیمار در طول این اسکن سریع حرکت نمی کند در غیر این صورت این روش دوباره تکرار می شود. به این دلیل، تصاویر که ما استفاده می کنیم تصاویر ثبت شده (ثابت) هستند. شکل 1 نمایش های T1 و T2 sagittal و T2 axial را نشان می دهد.

اسکن شامل 16 نفر سالم و 51 بیمار که به نوعی از ناهنجاری هایی مانند فتق دیسک، پارگی annular، dessication دیسک، تنگی کانال نخاعی و (SPONDYLOLYSIS) را در حداقل یکی از دیسک ها دارند. فتق دیسک ورم کرده و یا برآمدگی دیسک به نخاع است. سطوح مختلف شدت برآمدگی وجود دارد. فتق دیسک را می توان به راحتی در پایین ترین دیسک (L5-S1) در شکل 5 (D) و شکل 6 (c) و (d) دید. پارگی annular اشاره به یکی از شرایط پارگی بافت در مناطق بیرونی دیسک دارد. dessication دیسک، همانطور که در شکل 5 (b) و (c) و شکل 6 (c)، دیده می شود، به دلیل از دست دادن مقدار آب از روی دیسک معمول به دلیل پیری رخ می دهد. همچنین، شکل 5 (b) دیسک شدیداً مسطح L5-S1 را نشان می دهد. تنگی کانال نخاعی اشاره به فشردگی نخاع و اعصاب، ناشی از دلایل مختلف است. Spondylolysis اشاره به نقص در مفاصل وجوه مهره دارد.

زمانی که Spondylolysis با انحراف یک مهره با بقیه مهره ها همراه است، به عنوان spondylolisthesis نامیده می شود. انحراف آشکاری بین مهره L5 و S1 در تصویر شکل 5 (a) وجود دارد. سن بیماران از 20 تا 80 سال با میانگین 44.8 سال متفاوت است.

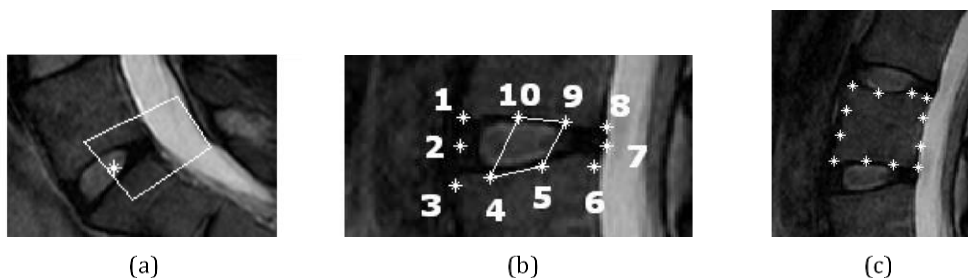
به طور مشابه، وزن بیماران از 110.2 تا 297.5 با میانگین 187.4 پوند متفاوت است. 36 نفر زن بودند، در حالی که 31 نفر مرد بودند. کارشناسان از Gadolinium به عنوان یک عامل کنتراست استفاده کردند. یک مورد نیز یک جنبش کوچک از منطقه کمر پایینی بین T1 sagittal و T2 نشان می دهد. تمام عوامل فوق (سن، جنس، وزن و ناهنجاری) یک مفهوم از تنوع داده های مورد استفاده از جمله تنوع در اشکال و اندازه های مهره های کمر و دیسک و همچنین تغییرات در شدت از اسکن MRI می دهد.

نمایش نتایج: از شماره

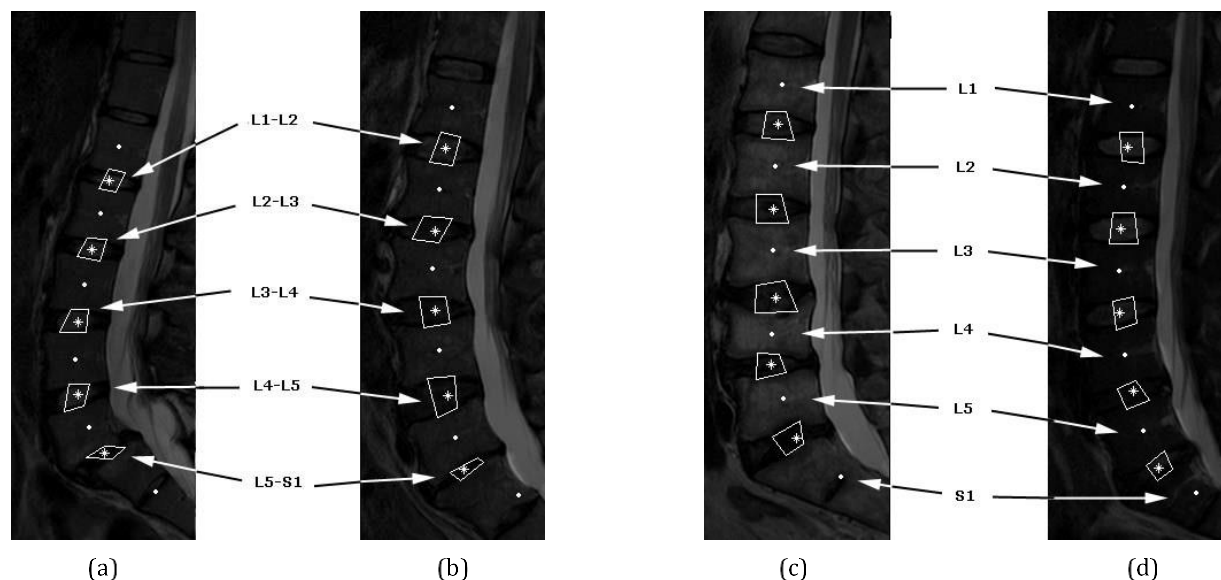
ما برچسب های یک دیسک را اگر مرکز آن نهفته در دیسک است، به عنوان درست می شماریم. دلیل انجام این کار را می توان با کمک شکل 4 (a) توضیح داد. ما می توانیم یک جعبه مستطیل شکل به عنوان یک منطقه مورد علاقه با استفاده از این مرکز همانطور که در شکل نشان داده شده است نمونه برداری کنیم. این منطقه علاقه می تواند برای پردازش بیشتر در تشخیص ناهنجاری هایی مانند فتق و تنگی کانال نخاعی مورد استفاده قرار گیرد. از این رو آن به عنوان یک نقطه قابل اعتماد در دیسک

برای پردازش بیشتر کافی است. با استفاده از این اندازه گیری، از مجموع 335 دیسک و در نتیجه 98.8٪ دقت، تنها 4 مرکز در دیسک واقع نشده است. ما همچنین نتایج را با استفاده از دو معیار دیگر که می تواند در طرح شکل 8 دیده شود ارائه دادیم. اولین خطای متریک (اندازه گیری D1) فاصله اقلیدسی بین مراکز به دست آمده توسط الگوریتم ما که با محاسبه میانگین از ده نقطه برای هر دیسک به صورت دستی مشخص شده همانطور که در شکل 4 (b) نشان داده شده است به دست آمده است. نقاط 1، 3، 5 و 6 در گوشه های دیسک قرار می گیرند در حالی که نقاط 4، 5، 9 و 10 در حدود یک سوم فاصله دور تر از نزدیکترین گوشه خود قرار می گیرند.

خطای دوم متریک (اندازه گیری D2) فاصله اقلیدسی بین مرکز به دست آمده توسط الگوریتم ما و نزدیک ترین نقطه در جعبه تشکیل شده توسط نقاط 9، 5، 4 و 10 است. جعبه در شکل 4 (b) نشان داده شده است. ما نیز تا به حال 12 نقطه دستی در مرزهای مهره همانطور که در شکل 4 (c) دیده می شود علامت زدیم. طرح میانگین خطای فاصله ها برای پنج دیسک در شکل 8 دیده می شود. برخی از نتایج این برچسب در شکل 5 و 6 دیده می شود. ستاره های سفید و نقطه های سفید در این اشکال به ترتیب مراکز دیسک و مهره که توسط الگوریتم ما به دست آمده است نشان می دهد. باز هم جعبه های سفید آنهایی هستند که در شکل 4 (b) توضیح دادیم. شکل 6 (c) و (d) دو مورد که در آن برچسب زدن دیسک L5-S1 و مهره S1 نادرست است را نشان می دهد.



شکل 4: (a) استفاده از منطقه مورد علاقه برای تشخیص اختلالات مانند فتق دیسک و مشکلات ستون فقرات را نشان می دهد. (b) نشان می دهد که ده نقطه به صورت دستی برای شناسایی مرزهای دیسک علامت زده شده. ما مرکز ایده آل دیسک را به عنوان مرکز این نقاط تعریف می کنیم. جعبه سفید نقاط متصل 4، 5، 9 و 10 در متریک D2 که در متن توضیح داده شده مورد استفاده قرار می گیرد. به طور مشابه، قسمت (c) دوازده نقطه مشخص شده بر روی مرز مهره را نشان می دهد.



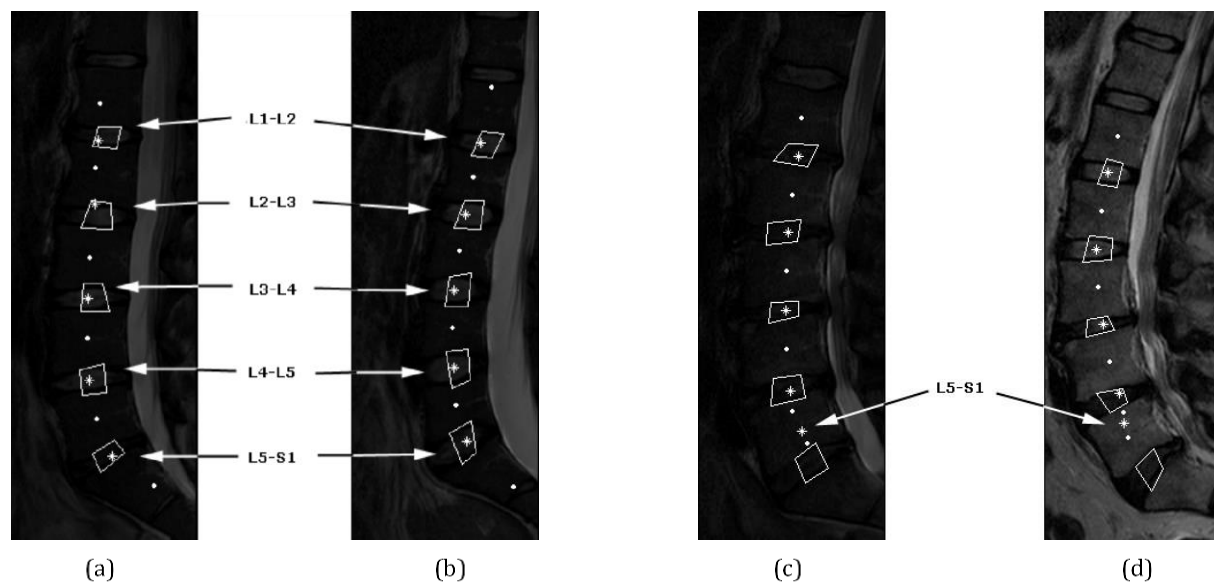
شکل 5: شکل تصاویر بریده شده با دیسک های برچسب دار و مهره ها ی تولید شده توسط الگوریتم و همچنین جعبه های اطراف نقاط که دستی علامت زدیم را نشان می دهد. نقاط سفید مراکز مهره هستند در حالی که ستاره های سفید مراکز دیسک های به دست آمده از الگوریتم ما را نشان می دهد. جعبه های مرزدار سفید از نقاط حاشیه نویسی شده در لبه های دیسک تولید شده اند و در هر دو روش در حدود یک سوم دورتر از انتهای دیسک است. شکل همچنین، تنوع در داده های ما را نشان می دهد. (a) spondylolisthesis را نشان می دهد، (b) انحطاط دیسک را نشان می دهد (c) و (d) موارد فتق دیسک را نشان می دهد.

ما از نرم افزار Matlab برای ایجاد یک نمونه اولیه از این سیستم استفاده کردیم. برای یک بیمار مورد مطالعه در اینتل core2 duo 2Ghz با RAM 2GB برای روش برچسب زدن به طور متوسط تنها کمتر از دو دقیقه برای بارگذاری تصاویر زمان نیاز دارد.

گفتگو

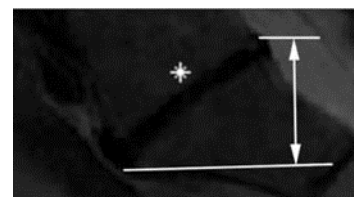
ما سعی کردیم آزمایش های اولیه را با استفاده از ASM و یک نوع AAM برای به رسمیت شناختن مهره ها و دیسک انجام دهیم. ما از کد آنلاین توسط تیم Cootes با تغییرات داده های خود استفاده کردیم. هر دو ASM و AAM مانند مدل قادر به حل و فصل به مرزهای درست از مهره ها و دیسک نیستند. حتی برای منطقه پایین کمر بدتر بود. ما نیز تلاش کردیم از روش نظارت

شده با استفاده از یک میدان تصادفی مارکوف برای تقسیم بندی تصاویر استفاده کنیم. ما از کد آنالاین ارائه شده توسط زولتان کاتو با برخی تغییرات به کد استفاده کردیم .



شکل 6: شکل چند تصاویر بریده شده با برچسب زدن صحیح (a) و (b) و دو مورد با برچسب زدن نادرست از دیسک (c L5-S1) و (d). مانند قبل، نقاط سفید مراکز مهره و ستاره های سفید مراکز دیسک های به دست آمده از الگوریتم ما.

Seed areas به صورت دستی برای انجام تقسیم بندی با تنظیمات مختلف از پارامترها انتخاب شدند. به هر حال تغییرات زیادی برای یک کلاس حتی در یک تصویر واحد که منجر به نتایج بد می شود وجود دارد. یکی از بدترین تغییرات این بود که در آن مقادیر شدت برای مهره در بالای تصویر از مقادیر شدت پایین با هم تفاوت دارند. به این دلیل، ضروری است که مناطق برای ارائه مهره ها و دیسک ها به صورت دستی فراهم شوند. همچنین ما هنوز هم نیاز به یک روش برای پردازش و برچسب زدن قطعات تقسیم شده داریم .



شکل 7: شکل تفاوت در ارتفاع دیسک در امتداد ارتفاع محور Z و ارتفاع واقعی دیسک باریک که منجر به خطا شده است را نشان می دهد.

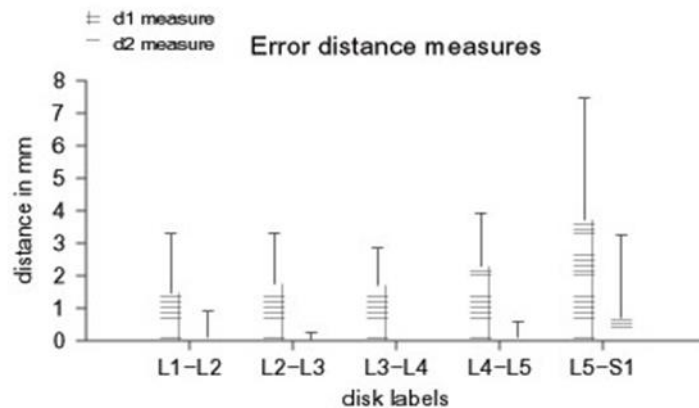
حداکثر انحراف از فاصله مراکز ایده آل برای آخرین دیسک (L5-S1) در شکل 8 دیده می شود. این مشکل عمدتاً به دلیل آسیب نخاعی بیشتر در آن منطقه و ناحیه کمری پایین به خصوص S1 که خمیده است اتفاق می افتد.

شکل 6 (c) و (d) برچسب های اشتباه دیسک را نشان می دهند. در هر دو این موارد، ستون فقرات توسط الگوریتمی که از چندین قطعه کوچک ساخته شده است تقسیم می شود.

این با توجه به آسیب های شدید ستون فقرات است. در مورد (c)، هر چند در پایین در نزدیکی دیسک L5-S1، یک قطعه بزرگ تر از بافت نخاعی وجود دارد تجمع ضایعات منجر به تشخیص کسری از دیسک شده و منجر به بروز خطا در برآورد مرکز می شود. مشکل در (D) بسیار شدید تر بود. اندازه قطعات نخاع در نزدیکی L3-L5، L4-L5 و L5-S1 بسیار کم و کوچک بودند. برون یابی از طناب نخاعی، به کاهش اشتباهات کمک کرد، اما قادر به گرفتن صحیح L5-S1 نبود. شکل 7 یک مثال از چگونگی برآورد از مرکز دیسک که می تواند اشتباه باشد را نشان می دهد.

دیسک باریک است و تفاوت قابل توجه در ارتفاع محور Z و ضخامت واقعی (ارتفاع) از روی دیسک وجود دارد. به رغم استفاده از نرمال که در امتداد عرض دیسک ها گرفته شده، نرمال ها برای چندین ضخامت کوچک تمایل دارند که از طریق مهره اجرا شود. میانگین مقادیر شدت نقاط در امتداد این نرمال ها باعث می شود که مرکز به خارج از دیسک قرار گیرد هر چند دیسک به درستی واقع شده است. واضح است، رویکرد ما به شدت متکی بر صحت تکنسین MRI است. تشخیص حرکت بیمار مهم است که در غیر این صورت به این معنی خواهد بود که دیدگاه های مختلف را نمی توان به عنوان همکاری با الگوریتم ما در نظر گرفت زیرا نتایج نادرست تولید شده است. همانطور که قبلاً بحث شد، در منطقه پایین کمر حرکت قابل توجه وجود دارد، اما حرکت کوچک بود و منجر به خطا نشد. برخی از اختلالات عبارتند از: حضور چهار یا شش ستون مهره ها به جای پنج مهره.

الگوریتم ما این نقص را مدل نمی کند. نکته مهم دیگر که باید توجه داشته باشید این است که پارامترها (معمولاً در شرایط پیکسل یا تعداد پیکسل) توابع قطعنامه هستند. همانطور که شرح داده ها نشان می دهد، ما الگوریتم خود را با تنظیمات پارامتر جاری، برای افراد خاص با شکل های فیزیکی شدید به عنوان مثال، مردم بسیار کوتاه و یا بسیار بلند و یا کودکان کوچک آزمایش نکردیم.



شکل 8: شکل میانگین فاصله خطا برای دو معیارهای تعریف شده را نشان می دهد. D1 فاصله اقلیدسی بین مراکز به دست آمده توسط الگوریتم ما و میانگین نقاط که به صورت دستی برچسب زده ایم. d2 فاصله اقلیدسی بین مرکز به دست آمده توسط الگوریتم ما که توسط جعبه در شکل 4 (b) نشان داده شده است. نوار خطا رو به بالا یک انحراف استاندارد در ارزش است.

4. خلاصه و کار در آینده

ما مهره کمری پایینی و دیسک ها را با استفاده از داده های بالینی که شامل T1W، T2W sagittal و تصاویر axial T2W هستند، تشخیص دادیم. اکثر تکنیک های گزارش شده در مقالات استفاده از تنها یکی از تصاویر MR در داده های بالینی در دسترس است. مدل ما با ترکیب تصاویر متعدد، برای تطبیق تغییرات مشاهده شده در آسیب شناسی هر دو مورد طبیعی و غیر طبیعی تلاش کرده است. همچنین این روش می تواند تغییرات در فاصله برش و ضخامت خود را تطبیق دهد. ما به 98.8 دقت برای برچسب زدن دیسک در آزمون مجموعه ای از 67 تصاویر حاوی 335 دیسک رسیدیم.

چند برنامه ای که ما برای کار در آینده ای نزدیک در نظر داریم ساخت پارامترهای مستقل از قطعنامه، استفاده از یک دستور چند جمله ای بالاتر برای مرحله برون یابی از نخاع، تست کد در داده های بیشتر و بالا بردن سرعت کد نمونه است. ما از تعدادی از پارامترها، که برخی از آنها تطبیقی و دیگران بر اساس شواهد تجربی هستند استفاده کردیم. ما دوست داریم که راه های یادگیری پارامترهای از نوع بعد را بیابیم و همچنان که مدل های قوی تر گرافیکی به عنوان مرجع استفاده می شوند. 4 و 3 الگوریتم های قوی تری هستند. ما نیز در همه جهات برای تشخیص ناهنجاری های مختلف بر اساس نتایج فعلی خود کار می کنیم.

قدردانی

این پژوهش در بخشی از یک کمک هزینه از NYSTAR مورد حمایت قرار گرفت. از دکتر Dhillon برای لطف و ارائه اطلاعات تصویر MRI تشکرمی کنم. همچنین می خواهم از Cootes Tim و Zoltan Kato به ترتیب برای کد آنلاین های ASM و MRF خود، تشکر کنم.

REFERENCES

- [1] Luo, X., Pietrobon, R., Sun, S., Liu, G., and Hey, L., "Estimates and patterns of direct health care expenditures among individuals with back pain in the united states," *Spine* 29(1), 79–86 (2004).
- [2] Mullan, C., Kappes, J. H., and Kelly, B., "Magnetic resonance (mr) imaging of lumbar spine: use of a shortened protocol for initial investigation of degenerative disease," *The Ulster Medical Journal* 74(1), 29–32 (2005).
- [3] Schmidt, S., Kappes, J., Bergtholdt, M., Pekar, V., Dries, S., Bystrov, D., and Schnörr, C., "Spine detection and labeling using a parts-based graphical model," in [IPMI], 122–133 (2007).
- [4] Corso, J. J., Alomari, R. S., and Chaudhary, V., "Lumbar disc localization and labeling with a probabilistic model on both pixel and object features," in [Proceedings of Medical Image Computing and Computer Aided Intervention (MICCAI)], LNCS 5241 Part 1, 202–210 (2008).
- [5] Weiss, K., Storrs, J., and Banto, R., "Automated spine survey iterative scan technique," *Radiology* 239(1), 255262 (2006).
- [6] Yao, J., O'Connor, S., and Summers, R., "Automated spinal column extraction and partitioning," in [3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, 2006], 390–393 (2006).
- [7] Chwialkowski, M., Shile, P., Peshock, R., Pfeifer, D., and Parkey, R., "Automated detection and evaluation of lumbar discs in mr images," in [Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Engineering in Medicine and Biology Society, 1989. Images of the Twenty-First Century.], 2, 571–572 (1989).

[8] Peng, Z., Zhong, J., Wee, W., and Lee, J., "Automated vertebra detection and segmentation from the whole

spine mr images," in [27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology

Society, 2005. IEEE-EMBS 2005.], 2527–2530 (2005).

[9] Smyth, P., Taylor, C., and Adams, J., "Vertebral shape: Automatic measurement with active shape models,"

Radiology (1999).

[10] Howe, B., Gururajan, A., Sari-Sarraf, H., and Long, L., "Hierarchical segmentation of cervical and lumbar

vertebrae using a customized generalized hough transform and extensions to active appearance models," in

[6th IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation, 2004], 182–186 (2004).

[11] Koompaiojn, S., Hua, K., and Bhadrakom, C., "Automatic classification system for lumbar spine x-ray

images," in [19th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2006. CBMS 2006],

213–218 (2006).

[12] Vrtovec, T., Tomaevic, D., Likar, B., and Pernu, F., "Statistical shape deformable model of a lumbar

vertebra," in [Proceedings of the 8th Computer Vision Winter Workshop CVWW'03], (2003).

[13] Carballido-Gamio, J., Belongie, S., and Majumdar, S., "Normalized cuts in 3-d for spinal mri segmentation,"

IEEE Transactions on Medical Imaging 23, 36–44 (2004).

[14] Hahn, M. and Beth, T., "Balloon based vertebra separation in ct images," in [Proceedings. 17th IEEE

Symposium on Computer-Based Medical Systems, 2004. CBMS 2004], 310–315 (2004).

[15] Ghebreab, S. and Smeulders, A., "Combining strings and necklaces for interactive three-dimensional segmentation

of spinal images using an integral deformable spine model," IEEE Transactions on Biomedical Engineering 51, 1821–1829 (2004).

- [16] Zheng, Y., Nixon, M., and Allen, R., "Automatic lumbar vertebrae segmentation in fluoroscopic images via optimised concurrent hough transform," in [Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2001], 3, 2653–2656 (2001).
- [17] Wong, S. and Wong, K., "Segmenting lumbar vertebrae in digital video fluoroscopic images through edge enhancement," in [Control, Automation, Robotics and Vision Conference, 2004. ICARCV 2004 8th], 1, 665–670 (2004).
- [18] Abufadel, A., Slabaugh, G., Unal, G., L., Z., and Odry, B., "Interacting active rectangles for estimation of intervertebral disk orientation," in [18th International Conference on Pattern Recognition, 2006. ICPR 2006], 1, 1013–1016 (2006).
- [19] Kaminsky, J., Klinge, P., Rodt, T., Bokemeyer, M., Luedemann, W., and Samii, M., "Specially adapted interactive tools for an improved 3d-segmentation of the spine," Computerized Medical Imaging and Graphics (2004) 127–119 ,28