بسم الله الرحمن الرحيم

۱۳۸۷ /۱۲/ ۲۰۳

۹۶۴۶۷

بسمه تعالی

این پایان نامه با درجه عالی به شورای ذیصل در تاریخ ۸۹/۴/۶ مورد تائید قرار گرفت.

استاد راهنما و اعضاء هیئت داوری	نمره
۱ آقای دکتر سیف الدینی	۱۹/۹
۲ آقای دکتر حمزه ای مقدم	۱۹/۲
۳ خانم دکتر صدیقی	۱۷/۹
۴ آقای دکتر گنج	۱۹/۲
۵	
نمره نهائی	۱۸/۹

امضاء مدیر معاون آموزش بالینی

بنام خدا

جمهوري اسلامي ايران

وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشكي

دانشگاه علوم پزشکی کرمان

پایان نامه:

جهت دریافت گواهی نامه تخصصی پزشکی بیماریهای مغز واعصاب

عنوان:

تعیین تغییرات جریان خون شریان کاروتید داخلی در زاویه فکی به دنبال تغییرات وضعیتی گردن وسر در شهر کرمان.

استاتید راهنما:

جناب آقای دکتر سیف الدینی

و

جناب آقای دکتر حمزه ای مقدم

۱۳۸۷/۱۲/۲۳

پژوهش ونگارش:

دکترمهدی مرادی

تابستان ۸۶

۹۶۴۶۷

تقدیم به پدر و مادر گرامیم

به دو معنی

۱۳۸۷/۲/۲۳

تقدیم به اساتیدی که چراغ راه دانش
اندوزی بودند.

با تقدیر و تشکر بی دریغ از مرکز
تحقیقات علوم اعصاب دانشگاه و
تمامی عزیزانی که در این راه
یاریم فرمودند.

تقدیم به سپید جامگانی که سیاهی شب را به
سپیدی صبح بر بالین بیماران پیوند میزنند.

تقدیم به تمامی بیماران باشد تا قدمی کوچک
در بهبودیشان حاصل آید.

عنوان مطالب

صفحه

خلاصه..... ۱

مقدمه..... ۲

آناتومی و فیزیولوژی عروق..... ۳

شریان کاروتید داخلی..... ۳

تغییرات فلوی جریان خون وعروق خارج کرانیال درگردن بدنبال تغییر Position..... ۴

معرفی تکنیک داپلر..... ۴

روش اجرا..... ۶

توضیحات..... ۷

آنالیز آماری..... ۷

نتایج وجداول..... ۸

بحث..... ۹

نتیجه گیری..... ۱۰

قدردانی..... ۱۰

منابع

خلاصه:

مقدمه: چرخش شدید وزیاد گردن اثر تداخلی بر روی جریان خون شریان کاروتید دارد. این موضوع به ویژه در مسائل طبی از جمله دندانپزشکی ،کایروتراپی اهمیت دوچندان پیدا می کند سئوال این است که آیا این اثر شدید وقابل ملاحظه می باشد مطالعات قبلی بیشتر بر روی شریان ورتبرال وبدنبال آن ابسکمی ورتبروبازیلار بوده است .

نمونه روش: جریان خون کاروتید داخلی در زاویه فکی در حداکثر چرخش در چهار جهت مختلف توسط دستگاه ترانس کرانیال داپلر بر روی ۷۲ نفر (۳۶نفر زن و ۳۶ نفر مرد) فرد سالم (بدون ریسک فاکتور) در رنج سنی ۴۰-۲۰ سال انجام شد.

نتایج: کاهش قابل توجه (P=.005) در جریان خون شریان کاروتید داخلی در حداکثر چرخش هم در سمت چرخش وهم در سمت مقابل بدست آمد.

بحث: کاهش معنی دار شدت جریان خون در شریان کاروتید ممکن است اثر قابل توجهی (ایسکمی مغزی) بویژه در افرادی که پاتولوژی عروقی نیز داشته باشند، ایجاد کند که مطالعات بیشتری را دراین زمینه می طلبد.

مقدمه:

استروک (سکته مغزی) شایعترین بیماری منجر به ناتوانی دربالغین مـی باشـد درضـمن سـکته مغـزی سومین علت مرگ ومیر نیز می باشد.

باتوجه به اهمیت مسئله فوق الذکر واحتمال سکته مغزی و بیماریهای عروقـی مغـزی بـدنبال تغییـرات حداکثری وضعیت سر وگردن , نیاز مبرم احساس می شود به اینکه پارامترهای نرمال جریان خون بویژه درافراد مختلف از نظر سنی ,جنسی , نژادی ومنطقه ای بررسی گردد و تغییرات احتمالی جریـان خـون بدنبال تغییر وضعیت سروگردن بررسی شود خوشبختانه امروزه تکنولـوژی ایـن امکـان را فـراهم آورده است که با استفاده ازتکنیک اولتراسونوگرافی بدون وجود اشعه خطرزا وبـا روش غیـر تهـاجمی جریـان خون عروق داخل کرانیال(جمجمه) وخارج کرانیال را ارزیابی نمود.

ازاین رهگذر برآن شدیم تا بواسطه این تحقیق اطلاعات جریان خون نرمال در افراد جوان درمنطقه شهر کرمان را حالتهای مختلف چرخش سروگردن بررسی کنیم.

آناتومی و فیزیولوژی عروق

سیستم کاروتید شامل شریان کاروتید مشترک,داخلی وخارجی است(۱۶).

شریان کاروتید مشترک شریان تغذیه کننده اصلی مغز به شمار می رود این شریان تا حد بالای غضروف تیروئیدصعودکرده ودرآنجا به دوشریان کاروتید خارجی و داخلی تقسیم می شود.کاروتید خارجی سروصورت وقسمت عمده گردن را خونرسانی می کند.شریان کاروتید داخلی محتویات کرانیال و اوربیت راخون می دهد(۲۳).

شریان کاروتید داخلی ومشترک به همراهی ورید ژوگولارداخلی اعصاب زوج د هم دریک غلاف قرار دارند (شریان درداخل,ورید درخارج وعصب دربین آن دوکمی عقب تر از آنهاست) شریان کاروتید چپ مستقیما از قوس آئورت جدا می شود بنابراین قسمت اولیه آن در قفسه سینه است ولی کاروتید مشترک راست ازتنه براکیوسفالیک جدامی گردد و شروع آن درناحیه گردن است(۱).

انتهای فوقانی شریان کاروتید مشترک درمحل دوشاخه شدن اتساعی دارد که سینوس کاروتید نامیده می شود. جدار سینوس کاروتید دارای شبکه عصبی است که از زوج نهم (عصب زبانی-حلقی) مغزی است ونسبت به فشارخون داخل شریان حساسیت دارد .

شریان کاروتید داخلی:

شریان کاروتید داخلی قسمت اعظم نیمکره مغز,چشم وارگانهای فرعی, پیشانی وقسمتی از بینی را خونرسانی می کند از ابتدای دو شاخه شدن شریان کاروتید مشترک (سینوس کاروتید)به قسمت سطح تحتانی جمجمه پیش رفته دراین مسیر درابتدا درپشت کاروتید خارجی وسپس درسمت داخل آن قرار می گیرد سپس وارد مجرای کاروتید (درضخامت استخوان خارا)شده وپس از عبور از مجرای فوق وارد جمجمه می شود شریان کاروتید داخلی درگردن هیچگونه شاخه ای ندارد ولی درمجرای کاروتید یک یا دوشاخه تحت نام شاخه های Caroticotympanic از آن جدا شده به صندوق صماخ می روند(۱).

تغییرات فلوی جریان خون وعروق خارج کرانیال درگردن بدنبال تغییر Position

امروزه عمدتا معتقدند که محدوده وسیعی از چرخش درگردن بعنوان مثال فشارياکشش درشریانهای ورتبرال درناحیه اتلانتوآگزیال باعث اثر چشمگیری بر روی میزان جریان خون می شود(۴).

بعلاوه چرخش در عروق باعث علائم مرتبط با آن مثلا نارسایی یا ایسکمی ورتبروبازیلار می شود(۲،۲۰،۷).

دستکاری درناحیه گردن گاهی باعث استروک بعد از تروما (ضربه) به شریان ورتبرال یا کاروتید داخلی می شود جهت بررسی قبل ازدستکاری انجام پره تست جهت ارزیابی میزان تغییر جریان خون در افراد پرخطر ازنظر ایسکمی نورو واسکولار پیشنهاد می گردد(۱۳).

اگرچه هنوزنظرات متناقضی دراین زمینه وجود دارد(۵). از آنجائیکه تکنیک غیر تهاجمی اندازه گیری جریان خون .سونوگرافی داپلرترانس کرانیال امروزه جهت بررسی وتحقیق دراین زمینه استفاده می شود بسیاری ازنویسندگان ازاین تکنیک جهت اندازه گیری تغییرات میزان جریان خون درشریانهای مختلف استفاده کرده اند(۶،۲۱،۲،۴،۱۷،۹،۱۴،۱۹،۱۲،۱۵).

معرفی تکنیک داپلر

تکنولوژی اولتراسوئد امروزه در وسعت زیاد بعنوان مودالیته تشخیصی استفاده می گردد.استفاده کلینیکی آن شامل تصویر برداری ازپارانشیم مغزی وارزیابی ازجریان خون درعروق مغزی دربالغین وکودکان میباشد پیشرفت تکنولوژی وعدم وجود اشعه این امکان را میدهد که استفاده از اولتراسوئد نه تنها درمراکز تشخیصی خارج بیمارستانی بلکه بر بالین بیمار وحتی در اطاقهای عمل به سهولت انجام پذیرد(۲۲).

اصول اولیه داپلر درمورد عروق توسط Christian Andreas Doppler درسال ۱۸۴۲ توضیح داده شد. اثر داپلر تغییر در فرکانس (وبنابراین طول موج) موج به واسطه حرکت نسبی بین منبع ومحل دریافت کننده می باشد بنابراین بررسی جریان خون دریک رگ محل دریافت کننده امواج گلبول قرمز می شود که میزان شیفت یا تغییر فرکانس موج دربرخورد با گلبول قرمز درحال حرکت ازطریق زیر محاسبه می شود(۲۲).

$$Fs(MHZ)=2\times V(m/s)\times f(t)(MHZ)\times \cos\theta / C(m/s)$$

Fs: تغییر فرکانس

V: سرعت جریان خون

F(t): فرکانس انتقالی

θ: زاویه بین جهت امواج اولتراسوندوحرکت گلبول قرمز

C: حرکت صوت دربافت نرم =1540 m/s

با توجه به محاسبات وقتی که زاویه θ معادل صفردرجه باشد تغییر شیفت فرکانس حداکثر خواهد بود وقتی که ۹۰ درجه باشد حداقل خواهد بود ولی عملا درمورد شریان کاروتید زاویه مورد قبول ۶۰ درجه میباشد(۲۲).

ترانس دیوسر های دستگاه داپلر در دو طیف کلی قرار می گیرند امواج ممتعد وامواج پااسی. در حالت امواج ممتد Continuous-wave امواج ارسالی و دریافتی بدون توقف زمانی میباشد که بیشترجهت عروق محیطی وگردن وجهت ارزیابی دقیق سرعت می باشند درحالت امواج پالسی (Pulsed – Wave) : بعد ازیک دسته امواج(با وقفه زمانی) منتظر بازگشت می ماند پس از دریافت اطلاعات بازگشتی دسته بعدی امواج ارسال می شود که دراین حالت به دقت می توان عمق را اندازه گیری نمود (۲۲).

روش اجرا

این مطالعه بر روی ۷۲ فرد سالم داوطلب (۳۶ مرد و ۳۶ زن) کـه بـین ۴۰-۲۰ سـال داشـتند درشـهر کرمان انجام شد .(تعداد نمونه با توجه به تحقیقات مـشابه (۱۳).ودرنظـر گـرفتن B=10% Q=5% d=22%sd محاسبه شد که به جهت افزایش دقت دربیان تفاوتهای احتمالی در دوجنس ۳۶ نفر مرد و ۳۶ نفر زن وارد مطالعه شدند . داوطلبان عمدتا از بین کارآموزان وکارورزان رشـته پزشـکی یـا پرسـنل بیمارستان بودند که قبل از انجام مطالعه هدف ازطرح چگونگی انجام آن به منظـور همکـاری بهتـر بـه داوطلبان کاملا توضیح داده شد لازم به توضیح میباشد که هیچکدام از افراد مورد مطـا لعـه اعتیـاد بـه مصرف سیگار یا ماده مخدر نداشتند وکلا هیچگونه سابقه بیماری خاص را ذکر نمی کردنـد مطالعـه بـا استفاده ازیک دستگاه دوجهته داپلر CW/PW متصل به جعبه نرم افزاری DWl 2.5 ساختمان آلمان x2 به منظور محاسبه وثبت جریان خون کاروتید انجام شد (ECD) پروب مورد استفاده 4MHZ بود. بررسی پارامترهای لازم درنمای زاویه فکی صورت گرفت ابتدا از هر داوطلـب خواسـته شـد بـه صـورت راحت دروضعیت Supine دراز بکشد وگردن در وضعیت نوتر باشد وچشمها ترجیحا بسته باشد دراین وضعیت ECD در زاویه فکی از شریان کاروتید داخلی انجام شد(چپ وراست) سپس از داوطلب خواسته می شدکه به کمک یک با لش کوچک در وضعیتی قرار بگیرد که سر بیمار حـدودا ۳۰ درجـه اکـستند (Extend) باشد که دراین حالت نیز درهمان محل زاویه فکی ECD ازشریان کاروتید دوطـرف انجـام شد درحالـت سـوم در حالیکـه داوطلـب درحالـت Supine بـود بـه کمـک بـالش سـر وی در حالـت Flection30 نسبت به حالت نوتر قرار می گرفت

درحالت چهارم وپنجم نیز داوطلب درحالت Supine قرار داشت وسرخود را تا حداکثر زاویه ممکن بـه سمت یکبار چپ ویکبار راست قرار میداد درتمام این حالات سونیشن شریان کاروتید در هر Position به مدت ۱ دقیقه به طول می انجامید وپارامترهای لازم توسط دستگاه ثبت می گردید که عبارتنداز: سرعت موج، نمای داپلری ، شکل موج، PI و RI .

درنهایت اطلاعات جمع آوری شده مورد تجزیه وتحلیل آماری قرار گرفت.

توضیحات:

سرعت موج: عبارتند از نسبت فاصله ای که هدف درحال حرکت (عمدتا خون)درواحد زمان طی می کند.

نما یا طیف داپلری : وسعت تصویر ظاهر شده به پنجره داپلر (گسترش آن از خط وسط) وتراکم آن میباشد .

PI: نشان دهنده درجه مقاومت محیطی است که بر اساس درجه تفاوت بین سرعتهای سیستولیک ودیاستولیک درحین سیکل قلبی محاسبه می شود.

$$PI = \frac{PV\text{-}EDV}{mean}$$

RI: نشان دهنده درجه مقاومت خود رگ درمقابل جریان میباشد.

$$RI = \frac{PV\text{-}EDV}{pv}$$

آنالیز آماری

تمام اطلاعات بدست آمده با استفاده از نرم افزار Spss 13.0 مورد آنالیز قرار گرفت سپس از طریق تست Wilcoxon پارامترهای مورد بحث دوبه دو مورد مقایسه قرار گرفت.

یافته ها

این مطالعه بر روی ۷۲ نفر افراد سالم داوطلب در شهر کرمان (۳۶نفرمرد و۳۶ نفر زن)انجام شد که رنج سنی آنها ۴۰-۲۰ سال بود داوطلبان فاقد هرگونه بیماری فعلی یا قبلی بودند وتمام افراد سابقه مصرف سیگار opium وماده خاصی رانداشتند.

نتایج بدست آمده جهت متوسط سرعت و PI و RI به انضمام SD مربوطه در هر دو شریان چپ وراست کاروتید در حالتهای مختلف گردن . (نوتر فلکشن ، خمیده به چپ وخمیده به راست واکستانسیون) در جدول شماره ۱ آمده است.

در نمودار شماره ۱ مقایسه پارامترسرعت در شریان کاروتید چپ و راست در حالتهای مختلف با حالت نوتر (خنثی) مشاهده می شود.

در نمودار شماره ۲ مقایسه پارامترPalsati index در شریان کاروتید چپ وراست در حالتهای مختلف با حالت نوتر (خنثی) مشاهده می شود.

در نمودار شماره ۳ مقایسه Resistance index در شریان کاروتید چپ و راست در حالتهای مختلف با حالت نوتر (خنثی) مشاهده می شود.

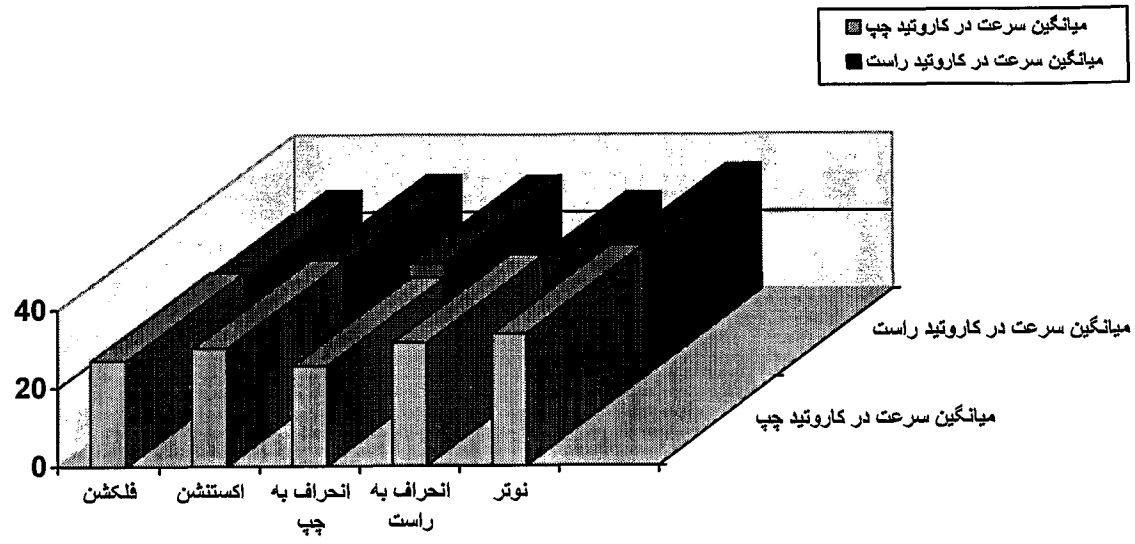
P Value بدست آمده موید معنی دار بودن واضح بین پارامترهای مختلف میباشد .

Descriptive Statistics

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
NML	72	21	46	33.83	7.049
NMR	72	20	45	32.29	6.792
NPL	72	.73	1.86	1.0136	.23128
NPR	72	.55	1.90	1.1439	.34035
NRL	72	.53	1.04	.6183	.09007
NRR	72	.49	1.09	.6849	.15601
FML	72	4	41	27.08	8.949
FMR	72	10	41	25.58	6.586
FPL	72	.81	8.25	1.3726	.89071
FPR	72	.44	2.70	1.3501	.42249
FRL	72	.53	1.14	.7899	.17330
FRR	72	.55	1.50	.7785	.18171
EML	72	12	40	30.13	6.109
EMR	72	15	46	29.50	6.589
EPL	72	.44	1.90	1.1264	.29057
EPR	72	.44	1.90	1.2076	.34056
ERL	72	.52	61.00	1.5517	7.10621
ERR	72	.57	.96	.7239	.13301
LML	72	12	36	25.56	6.203
LMR	72	12	46	29.24	8.269
LPL	72	.83	3.08	1.3094	.43394
LPR	72	.60	2.32	1.3557	.44829
LRL	72	.54	.98	.7233	.14515
LRR	72	.46	1.01	.7731	.18083
RML	72	20	47	31.51	8.014
RMR	72	12	40	25.01	6.568
RPL	72	.67	2.20	1.1757	.34774
RPR	72	.78	2.60	1.4256	.40315
RRL	72	.50	.97	.6975	.14651
RRR	72	.50	.97	.8160	.15246
Valid N (listwise)	72				

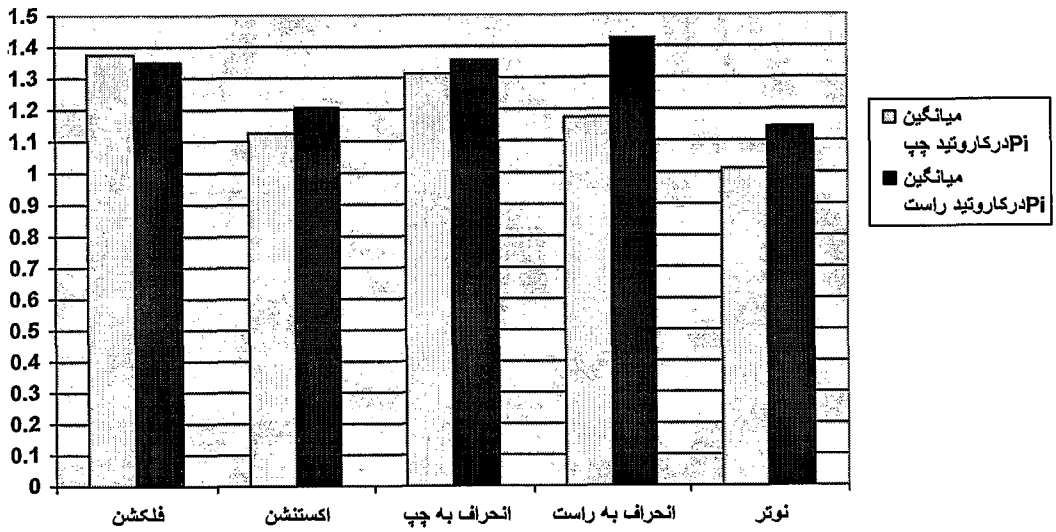
NML: Neutr Mean velocity of Lt carotid artery
NMR: Neutr Mean velocity of Rt carotid artery
NPL : Neutr Palsati index of Lt carotid artery
NPR : Neutr Palsati index of Rt carotid artery
F: Flection , E : Extention , L : Lt lateral deviation , R : Rt lateral deviation

جدول شماره ۱: توصیف اماری اطلاعات



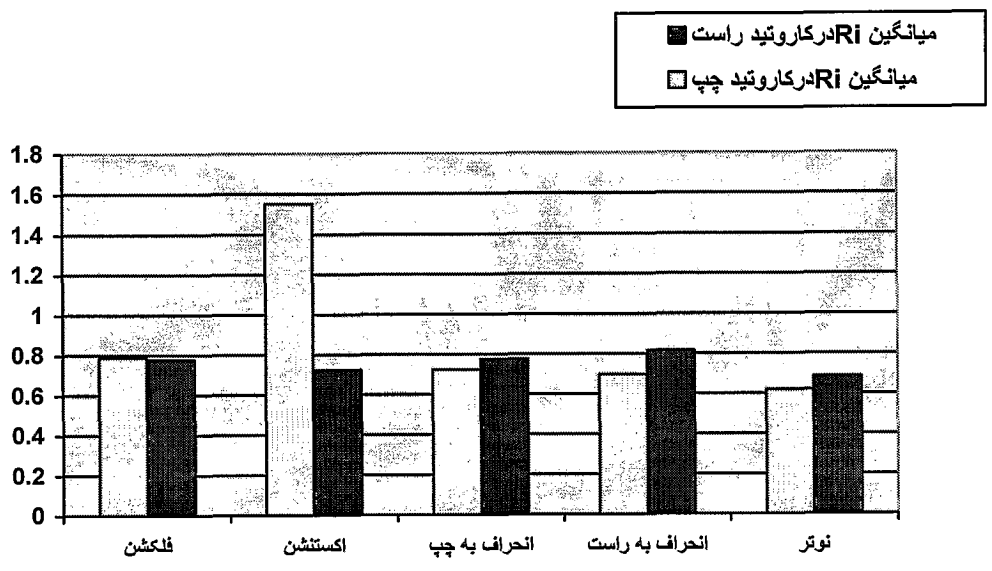
$P<0.05$

نمودار شماره ۱: مقایسه میانگین سرعت در حالت خنثی با حالتهای دیگر، در شریان کاروتید چپ و راست.



$P<0.05$

نمودار شماده ۲ : مقایسه palsati index در حالت خنثی و حالتهای دیگر، در شریان کاروتید چپ و راست.



$P<0.05$

نمودار شماده ۳:مقایسه Resistance index در حالت خنثی و حالتهای دیگر، در شریان کاروتید چپ و راست.

بحث

داپلر ترانس کرانیال واکستراکرانیال یک روش کاملا مطمئن وغیر تهاجمی می باشد که به سهولت وبه سرعت قابل انجام می باشد واطلاعات دقیقی راجع به جریان خون داخل عروق به معنی واقعی به ما می دهد(۶،۱۸،۱۱)

بنابراین استفاده از داپلر هدف این مطالعه بوده است جهت بررسی تغییرات جریان خون شریان کاروتید در حالتهای مختلف چرخش گردن.

مانند اکثر مطالعات دیگر نیز در این مطالعه تغییر سرعت واضح میباشد واثر چشمگیر تغییر حالت سر وگردن بر روی پارامترهای اندازه گیری شده به وضوح مشخص میباشد دراین مطالعه تغییر حالت چپ وراست گردن با حالت مشابه خودش Ipsilateral مقایسه شده است که آنهم به وضوح تفاوت معنی دار را نشان میدهد دراین مطالعه هیچگونه عامل خارجی اثر نداشته است وبه نظر میرسد که صرفا فشار مکانیکی ناشی از تغییرات حالت گردن میباشد که باعث اختلاف فاحش در پارامترهای اندازه گیری شده میباشند.

اگرچه که این تغییرات در افراد سالم مورد مطالعه علامت دار در فرد نمی باشد وبه نظر می رسد مانند مطالعات مشابه درافراد مسن تر وافرادی که احیانا" پاتولوژی مشخص درعروق داشته باشند باعث بروز علائم کلینیکی واضح شود(۹) درافرادی که ممکن است تغییرات واضح آترواسکلروزی درشرانین داشته باشند تغییرات یافت شده دراین مطالعه به مراتب واضح تر می باشد ومشخصا باعث بروز علائم کلینیکی می گرددکشش سریع ومشخص در عروق مانند مواردی که درآخرین مراحل چرخش

(end- of- range rotational manipulations of the cervical spine)

اتفاق می افتدممکن است باعث

Arterial dissection, vasospasm

And/or intramural hemorrhage of the vessels

شوند(۳).

میکروتروماهای مکرر ازاین قبیل ممکن است منجر به ترومبوس ، آتراسکلروز وکاهش جریان خون گردد(۸،۱۰).

نتیجه گیری

این مطالعه نشان می دهد که درحرکات چرخشی وخم وراست کردن گـردن وسـر کـه در مـصارف مختلف درمانی (فیزیوتراپی، کایروتراپی، دندانپزشکی) انجام می گیرد تغییرات واضـحی در گـردش خون عروق ناحیه گردن وبه الطبع مغز دارد که ممکن است بـویژه در افـراد زمینـه دار باعـث بـروز مشکلات عدیده ای گردد ونیاز می باشد که دراین خصوص دقت ومطالعات بیشتری بعمل می آید.

قدردانی

در پایان ازتمام افراد داوطلب بویژه دانشجویان وپرسنلی که دراین مطالعه حـضور داشـتند پرسـنل واحد داپلر از بخش مغزواعصاب بیمارستان شفا وابـسته بـه دانـشگاه علـوم پزشـکی کرمـان کمـال قدردانی وتشکر بعمل آید .

۱. اسـامی میبـدی ، محمـدعلی :تـشریح موضـعی سـروگردن ، ویـرایش دوم انتـشارات جهـاد دانشگاهی ۱۳۷۲.

2. Brautaset NJ. Provokable bilateral vertebral artery compression diagnosed with transcranial Doppler, stroke 1992;23:288-91

3. Di Fabio R. Manipulation of the cervical spine: risks and benefits. Phys Ther 1999;79:50-65.

4. Haynes M, Milne N. Color duplex sonographic findings in human vertebral arteries during cervical rotation. J Clin Ultrasound 2001;29:14-24.

5. Jeanette A Mitchell. Changes in vertebral artery blood flow following normal rotation of the cervical spine. J Manipulative Physiol Ther 2003;26:347-51.

6. Kaps M, Seidel G, Bauer T, Behrmann B. Imaging of the intracranial vertebrobasilar system using color-coded ultrasound. Stroke 1992;23:1577-82.

7. Keuther TA, Nesbit GM, Clark WM, Barnwell SL. Rotational Vertebral artery occlusion: a mechanism of vertebrobasilar insufficiency, Neurosurgery 1997;41:427-32

8. Libby P. Changing concepts of atherogenesis. Stroke 2000; 247:349-58.

9. Li YK, Zhang YK, Lu CM, Zhong SZ. Changes and implications of blood flow velocity of the vertebral artery during rotation and extension of the head. J Manipulative Physiol Ther 1999;22:91-5.

10. Lusis AJ. Atherosclerosis. Nature 2000;407:233-41.

11. Newell DW, Aaslid R. Transcranial Doppler. New York: Raven Press Ltd; 1992. p. 57-8, 167, 179.