

## یک سیستم برنامه‌ریزی درمان انفعالی برای رادیودرمانی پلاک چشمی

### چکیده:

درمان بازویی با استفاده از پلاک‌های اپیسکلرال قابل حذف شامل منابع رادیوایزوتوپ محافظت شده به عنوان یک جایگزینی برای هسته‌زایی در درمان تومور سیاه‌رنگ کلرویدال و دیگر تومورهای چشم مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج اولیه دلگرم‌کننده گزارش شده است، ولی پیچیدگی‌های اخیر که منجر به از بین رفتن بینایی می‌شود به‌عنوان یک مشکل ادامه دارد. یک تحقیق ملی که به‌صورت آماری تصادفی نشان داده است که COMS اخیراً در حال پیشرفت می‌باشد تا روند را ارزیابی کند. ایزوتوپ‌های مشخص شده COMS، ید-۱۲۵ می‌باشند. محاسبات دقیق تعیین مقدار دارو در نزدیکی پلاک ممکن است با پیچیدگی‌ها شدیداً مرتبط باشد و همچنین می‌تواند برای بهینه کردن الگوهای بارگذاری ایزوتوپ در بارگذاری پلاک‌ها مورد استفاده قرار گیرد. یک سیستم برنامه‌ریزی درمان بر پایه میکرو-کامپیوتر برای درمان بازویی پلاک چشمی توسعه داده شده است. برنامه شامل یک فعل و انفعال سه‌بعدی، سطح جامد، اتصال گرافیکی-رنگی می‌باشد. اخیراً برنامه دانه‌های ید-۱۲۵ و ایریدیم-۱۹۲ را تأیید می‌کند که به‌عنوان منابعی غیر همسان در درمان استفاده شده‌اند. تأثیرات متعادل کردن مربوط به ساختار پلاک گزارش شده است، که اجازه مطالعه با جزئیات زیاد از سودمندی محافظت در نزدیکی لبه یک پلاک را می‌دهد. یک ماتریس توزیع مقدار دارو در هر زیر-ناحیه از سطح مقطع متقاطع، سهمی شکل، و سطح مقطع حلقوی از چشم، در هر برش عرضی صفحه پلاک و برش چشم به‌طور قطری، و یا بر روی یک سطح کروی در درون یا اطراف چشم ممکن است محاسبه شود. سطوح کروی ممکن است به‌صورت تصاویر سه بعدی و یا نمودارهای فاندوسکوپیک نشان داده شوند. نمودارهای تعیین مقدار دارو از ماتریس تعیین مقدار دارو میان‌یابی شده‌اند. همچنین یک اشاره‌گر در دسترس می‌باشد تا به‌طور صریح مقدار دارو در هر موقعیت بر روی سطح تعیین مقدار دارو محاسبه و نمایش داده شود. یک توانایی ویرایش طراحی‌های جدید پلاک را اجازه می‌دهد تا سریعاً به سیستم اضافه شود.

**کلمات کلیدی:** ید-۱۲۵، پلاک، تومور سیاه‌رنگ کلرویدال، تعیین مقدار دارو تشعشعی.

بحث:

این برنامه احتمالاً می‌تواند برای بهینه کردن طراحی پلاک، جایابی دانه، و برنامه‌ریزی درمان مورد استفاده قرار گیرد. برای مثال، در هندسه نشان داده شده در شکل ۱۰، اگر مقدار دارو در نقطه‌ی شش میلی‌متری نرمالایز شدن برابر با 100 Gy باشد، سپس مقدار داروی تخمین زده شده برای مرکز صفحه بینایی بدون به حساب آوردن متعادل کردن لبه حدوداً برابر با 80 Gy می‌باشد، در حدود نصف حالتی که متعادل کردن لبه اتفاق می‌افتد. اگر یک تغییر 40 Gy در مقدار دارو برای یک ساختار مهم با تفاوت چشمگیر در نرخ پیچیدگی همراه باشد، توانایی برای به حساب آوردن متعادل کردن لبه خیلی مهم خواهد بود. علاوه بر جهت پلاک، تأثیرات استفاده از ایزوتوپ‌های مخلوط شده، و/یا دانه‌هایی با فعالیت غیر یکسان می‌تواند مدل‌سازی شود. ممکن است در استفاده دوباره از منابع و متناسب کردن توزیع مقدار دارو برای یک حجم تومور غیر منظم ارزشمند باشد. توانایی در نشان دادن فوری مقادیر نقطه‌ای دارو بدون لزوم محاسبه کردن ماتریس مقدار دارو، بازخوردهای سریعی برای طراحی پلاک را فراهم می‌آورد، و اجازه تحقیق با جزئیات زیاد از گرادیان‌ها در درون ساختارها از قبیل عدسی، صفحه نوری را می‌دهد.

مقدار داروی مطلق برای پلاک‌ها شامل دانه‌های ایریدیم-۱۹۲ و مقدار داروی نسبی برای دانه‌هایی ید-۱۲۵ می‌باشد، که با اندازه‌گیری‌های TLD در یک فانتوم آکرلیک برای مدل محاسباتی استفاده شده در برنامه توسط Luxton و همکارانش (۱۷) مقایسه شده است. در هر حال، مقدار دارو برای دانه‌های ید-۱۲۵ بایستی فقط در این زمان به طور تقریبی در نظر گرفته شود. ارزیابی‌های اخیر مونته‌کارلو<sup>۱</sup> با ویلیامسون<sup>۲</sup> (۲۴) بیان می‌کند که ویژگی اشعه‌های ایکس از کپسول دانه تیتانیوم ممکن است به یک تخمین ۷٪ از ثابت مقدار داروی مشخص منجر شود در زمانی که درجه‌بندی در هوا اجرا می‌شود. این فوتون‌ها با انرژی کم به سرعت در محیط شبیه به آب جذب می‌شوند و بنابراین سهم ناچیزی نسبت مقدار داروی بافت در مسافت‌های بیشتر از 0.5 میلی‌متر ایفا می‌کنند؛ ویلیامسون (۲۴) یک ثابت داروی مشخص برابر با 0.909 برای مدل ۶۷۱۱ دانه‌ای را بیان کرد (نسبت نرخ مقدار داروی مطلق در ۱ سانتی‌متر بر روی دو نیم‌کننده متقاطع یک‌دانه در یک محیط مشخص نسبت به قدرت منبع). این در حدود ۱۴٪ پایین‌تر از مقدار 1.035 توصیه شده توسط لینگ<sup>۳</sup> و همکارانش (۱۵) برای همان مدل دانه می‌باشد. عدم قطعیت‌های در حال حاضر مربوط به مقدار داروی مطلق دانه‌های ید-۱۲۵ می‌باشد، همه توزیع‌های مقدار داروی گزارش شده در این جا تا یک نقطه‌ای بر روی محور مرکزی پلاک، شش میلی‌متر از سطح پلاک، و نزدیک به راس یک

---

<sup>۱</sup>Monte Carlo

<sup>۲</sup>Williamson

<sup>۳</sup>Ling

تومور فرضی پنج میلی‌متر نرمالایز شده‌اند. این امر یک مشخصه مقدار دارو در این انجمن به وسیله COMS را نشان می‌دهد.

اتصالات گرافیکی چند- پنجره‌ای و سه‌بعدی یک محیط برای کار فیزیک‌دانان فراهم می‌کند؛ گویتین<sup>۱</sup> و میلر<sup>۲</sup> (۹) از یک دیدگاه مشابه برای برنامه‌ریزی درمان چشم استفاده کرده‌اند. کار اخیر در نرم‌افزار فرترن<sup>۳</sup> بر روی کامپیوتر (VAX 11/780) انجام شده است حدوداً 1.3 FTE man-years برای انجام شدن نیاز دارد. برنامه توصیف شده در این جا حدوداً در 0.4 FTE man-years با کمک توابع "جعبه ابزار" رام<sup>۴</sup> ساخته شده در درون کامپیوتر مکینتاش<sup>۵</sup> توسعه داده شده است. از آنجایی که برنامه نسبت به دستورالعمل‌های اتصال کاربر توصیه شده مقید می‌باشد، ساده است که یادگیریم و استفاده کنیم، و یک نمونه از اینکه چگونه این تکنولوژی سخت‌افزاری و نرم‌افزاری جدید به سرعت و با موفقیت می‌تواند برای وظایف تعیین مقدار داروی پزشکی استفاده شود.

چندین جنبه از سیستم تعیین مقدار دارو وجود دارد که نیاز به پالایش قبل از اجراهای پزشکی دارد. تقریباً تعمیم داده شده از آناتومی در درون چشم با یک حلقه کروی ممکن است برای تنوع وسیعی از آناتومی حلقه چشم انسان خیلی دقیق نباشد. نشان دادن محیط تومور با عدد و رقم از عکس‌برداری ته رحم، تخمین حجم تومور سه‌بعدی از تصاویر CT و یا MRI رشته‌ای، و نمایش حجم تومور سه‌بعدی در درون یک چشم نیمه شفاف موارد ضمیمه شده مطلوبی می‌باشند. این امر کمک‌های تصویری در حین موقعیت‌یابی پلاک را فراهم می‌آورد و اجازه هم‌بستگی سطوح مقدار دارو با تومور واقعی و نمایش‌های بافت معمولی را می‌دهد. رسیدن و نایل شدن به تکثیر جراحی از جهت و موقعیت پلاک از پیش برنامه‌ریزی شده ممکن است سخت باشد. در هر حال، اگر موقعیت‌های منبع نسبت به شکاف‌های حلقه چشم بر روی پلاک ثابت باشد، یک موقعیت فضایی از شکاف‌های حلقه چشم نسبت به نشانه‌های آناتومی واقعی، از قبیل لیمبوس، می‌تواند مشخص شود. نمایشات سطح مقدار دارو سه‌بعدی و بهینه‌سازی بارگذاری بر مبنای منابع ایزوتوپ در دسترس مطلوب خواهد بود. الگوریتم متعادل کردن لبه اخیراً یک لبه دایره‌ای فرض می‌کند. این امر می‌تواند لبه‌های محیط‌های به‌دلخواه شکل داده شده لبه‌ها را کنترل کند. پلاک‌های COMS از یک حامل الاستیکی سیلیکون استفاده می‌کنند تا منابع به اندازه یک میلی‌متر از سفیدی چشم متعادل گردند. برای

---

<sup>۱</sup>Goitein

<sup>۲</sup>Miller

<sup>۳</sup>Fortran

<sup>۴</sup>ROM

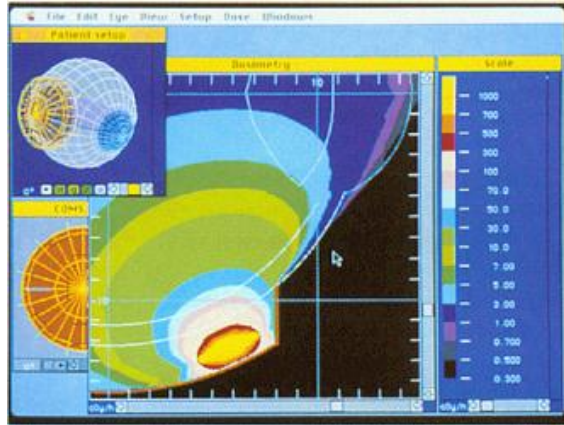
<sup>۵</sup>Macintosh

فوتون ها با انرژی کم از دانه های ید-125، تضعیف فوتو الکتریک و ویژگی های پراکندگی در لاستیک سیلیکون می تواند به طور چشمگیری تغییر کند. پراکندگی مقدار دارو نتیجه شده در ناحیه سایه روشن در نزدیکی محیط پلاک مدل نشده است و ممکن است مهم باشد. اخیراً ما این توانایی ها را به سیستم تعیین مقدار داروی گزارش شده در این جا اضافه کرده ایم.

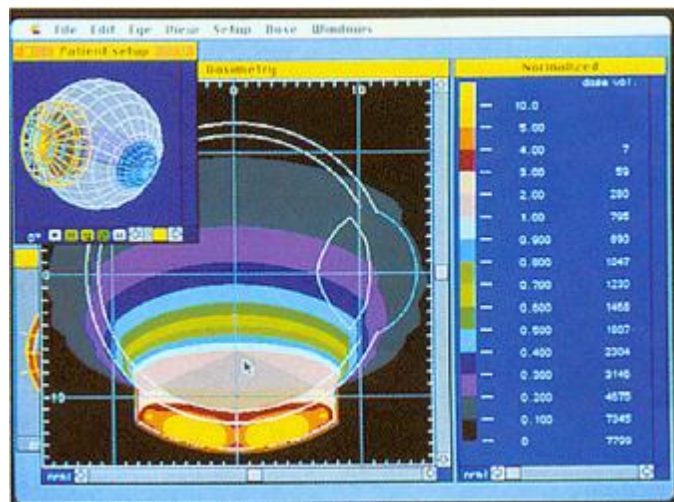
## نتایج:

اجرای مکینتاش (پردازنده 16MHz 68020) تقریباً سه ثانیه برای هر دانه زمان نیاز دارد تا یک ماتریس مقدار داروی 40 X 40 را با شناسایی لبه فعال شده محاسبه کند، و تقریباً 20٪ سریع تر از زمانی است که شناسایی لبه انجام نشود. درون یابی ماتریس مقدار دارو و تولید نمایش بر روی صفحه بین 3 تا 30 ثانیه زمان نیاز دارد، که فقط وابسته به اندازه پنجره نمایش و نوع سطح نمایش می باشد (دووجهی یا تصویر سه بعدی). زمان مورد نیاز برای تولید نمایش بر روی صفحه مستقل از میزان دقت ماتریس مقدار دارو می باشد. اگرچه ماتریس هایی تا اندازه 160 X 160 نقطه با یک زمان محاسباتی طولانی تر در دسترس می باشند، ولی هیچ بهبود تصویری در مقدار دارو در درون حجم تومور فرضی بین حالت های 40 X 40 و 80 X 80 مشهود نمی باشد. حالت های دقت بالاتر که از اعداد و ارقام در این گزارش به وجود آمده اند، تمایل به کاهش ناحیه سایه روشن در نزدیکی لبه دارند. یک پلاک خاص با 10 تا دانه معمولاً کمتر از 60 ثانیه زمان نیاز دارد تا یک ماتریس مقدار دارو که برای اهداف پزشکی کافی می باشد، را محاسبه کرده و آن را نمایش دهد، و حدود یک ثانیه زمان نیاز است تا یک جدول مقدار دارو برای محور مرکزی و ساختارهای اصلی ایجاد کند.

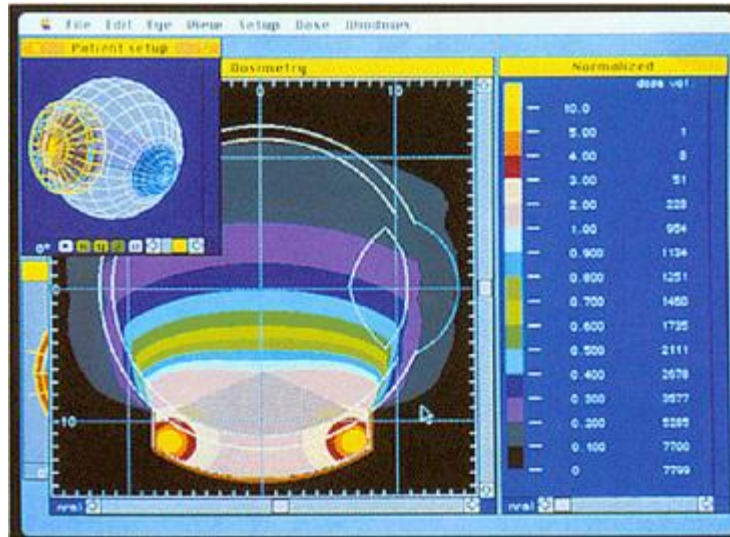
**شکل ۷:** آزمایش برای الگوریتم نمایان بودن جزئی با استفاده از یک منبع I-125: (a) در یک شکاف در نزدیکی مرکز پلاک، (b) در یک شکاف در نزدیکی لبه، (c) در یک ورژن اصلاح شده از پلاک با یک حفره جهت دار شعاعی در نزدیکی لبه. صفحه محاسبه مقدار دارو، صفحه  $Z=0$  می باشد.



الگوریتم نمایان بودن جزئی با استفاده از یک پلاک COMS با قطر ۱۶ میلی‌متر انجام شده است. یک دانه تنها 4 mCi از ۱۲۵-ید برای یک شکاف در نزدیکی مرکز پلاک (شکل 7a)، در نزدیکی لبه (شکل 7b)، و در یک شکاف جهت‌دار شعاعی در نزدیکی لبه یک پلاک اصلاح‌شده (شکل 7c) تعیین شده است. توزیع‌های مقدار داروی نمایش داده شده هماهنگ با تأثیرات حفاظ مورد انتظار می‌باشد. حفاظ سفیدی چشم در نزدیکی پلاک برای دانه در نزدیکی لبه بهترین می‌باشد و برای دانه‌ی قرار گرفته میانی موجود نمی‌باشد. برخی از نام‌های مستعار در ناحیه سفیدی چشم برای دانه جهت‌دار شعاعی مشهود می‌باشد، ولی نگرانی عملی کمتری در رابطه با آن وجود دارد. این نتایج مستعار از محدوده ۵ تا تکرار بر روی محاسبه pvr اعمال شده است.



(a)

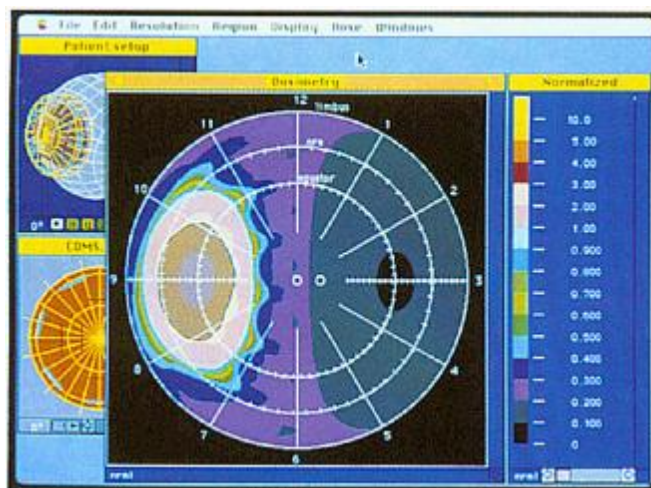


(b)

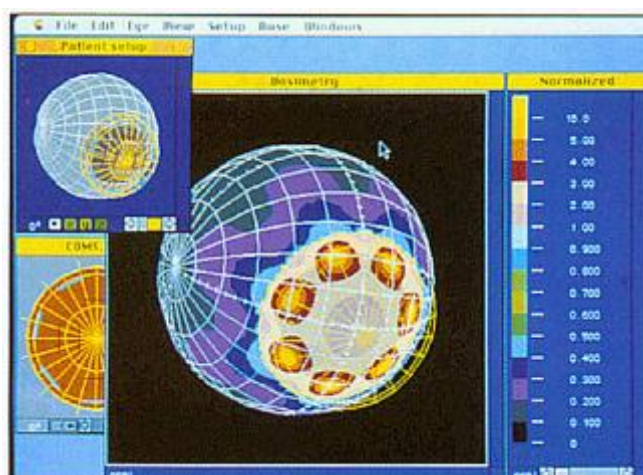
شکل ۸: مقایسه یک الگوی بارگذاری خارجی بر حسب یک الگوی بارگذاری یکنواخت برای پلاک COMS با قطر ۱۶ میلی‌متر. توزیع مقدار دارو برای صفحه  $z=0$  محاسبه شده است. نمایش تا یک مقدار 1.0 در فاصله ۶ میلی‌متری از صفحه پلاک بر روی محور مرکزی پلاک، در نزدیکی رأس یک تومور فرضی، نرمالایز شده است. موقعیت اسمی شبکه چشم با یک نیم‌دایره سفید درونی نشان داده شده است، که به فاصله یک میلی‌متری از سطح سفیدی چشم قرار گرفته است. تومور تقریباً مخروطی شکل می‌باشد، و با ناحیه سیاه‌رنگ شده در درون چشم نشان داده شده است. حجم مقدار دارو بر حسب  $\text{mm}^3$  محاسبه شده است. (a) ۱۳ تا منبع یکسان که پرکننده همه شکاف‌های در دسترس می‌باشد. (b) ۷ تا منبع یکسان در حلقه خارجی.

الگوهای بارگذاری متناوبی برای پلاک مورد مطالعه قرار گرفته است تا توانایی برنامه‌ریزی پیش درمان دوباره با استفاده از پلاک COMS ۱۶ میلی‌متری بارگذاری شده بر روی دانه‌های ۱۲۵-مدل سازی شود. پلاک بر روی محور  $y$  در محل تلاقی خط استوا و نصف‌النهار جانبی (۹۰ درجه) تمرکز یافته است (شکل ۴). ماتریس‌های مقدار دارو در صفحه  $z=0$  محاسبه شده‌اند که هم چشم و هم پلاک را به طور عرضی برش می‌زند. در حالت اول، ۱۳ تا منبع با فعالیت یکسان همه شکاف‌های در دسترس در پلاک را پر می‌کنند (شکل 8a). این حالت با ۷ تا منبع با فعالیت یکسان در حلقه خارجی شکاف‌ها مقایسه شده است (شکل 8b). توزیع‌های مقدار دارو در شکل ۸ تا یک مقدار 1.0 در فاصله ۶ میلی‌متری در بالای صفحه پلاک در نزدیکی رأس یک تومور فرضی ۵ میلی‌متری نرمالایز شده است. زمانی که مقدار دارو برای حجم تومور مشابه به نظر برسد، مقدار داروی شبکه چشم برای الگوی بارگذاری خارجی بیشتر همگن به نظر می‌رسد. نمایش مقدار دارو-حجم برای وکسل‌های  $1 \text{ mm}^3$  در درون چشم برای هر

حالت محاسبه شده است. برای این هندسه خاص، یکنواختی بهبود یافته از الگوی بارگذاری خارجی با یک افزایش جزئی در مقدار دارو برای عدسی‌ها و برای سفیدی چشم در نزدیکی لبه خارجی پلاک نایل شده است.



(a)

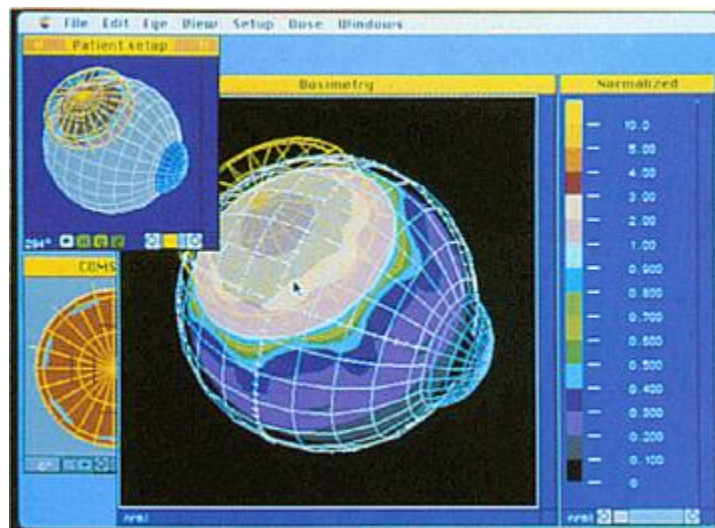


(b)

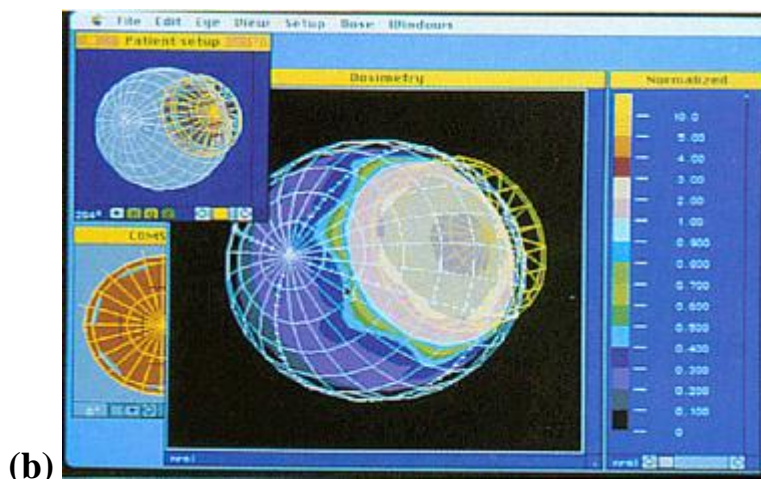
شکل ۹: توزیع‌های مقدار دارو بر روی سفیدی چشم و شبکیه چشم برای پلاک COMS ۱۶ میلی‌متری با ۷ تا منبع یکسان I-125 در حلقه خارجی. نمایش تا مقدار 1.0 در فاصله ۶ میلی‌متری از سطح پلاک بر روی محور مرکزی پلاک نرمالایز شده است. (a) نمای تصویر سه بعدی توزیع مقدار داروی شبکیه چشم. (b) نمودار فاندوسکوپیک مقدار دارو برای شبکیه چشم.

توزیع مقدار دارو بر روی سطح سفیدی چشم و شبکیه چشم (فرض شده است که در فاصله ۱ میلی‌متری از سطح سفیدی چشم قرار داده شده باشد) در شکل‌های ۹ و ۱۰ برای پلاک نشان داده شده در شکل 8b مدل‌سازی شده است. همه مقادیر دارو مانند شکل ۸ نرمالایز شده است. توزیع مقدار داروی سفیدی چشم به صورت یک تصویر سه

بعدي در شکل 9a رسم شده است. توزيع مقدار داروي شبکيه چشم به صورت یک نمودار فاندوسکوپیک در شکل 9b رسم شده است. نواحی مکان یابی شده از مقدار دارو در بالای سفیدی چشم در نزدیکی هر دانه، که به سادگی در شکل 8b مشهود نمی باشند، در حال حاضر به وضوح در شکل 9a مشاهده می شود. محیط خارجی لبه به وسیله یک اسکلت مفتولی زرد رنگ در شکل 9a نشان داده شده است، یک الگو مشخص شبیه به نرمی گوش در محدوده مقدار داروي نسبی 0.1 تا 0.7 مشاهده شده است. این الگو ظاهراً از نمایان بودن جزئی منابع متناوب حاصل شده است. شکل های 10a و 10b نماهای مقدار داروي شبکيه چشم از نقاط مزیت عقبی و جلویی را نشان می دهد. شکل 10c معادل با شکل 10b می باشد به جز اینکه متعادل کردن لبه نادیده گرفته شده است. توزيع مقدار دارو در شکل 10c بیان می کند که لبه، به جای غیر همسان بودن، منبع الگویی شبیه به نرمی گوش می باشد. برای این هندسه و جهت خاص، که پلاک در نزدیکی عصب چشمی قرار گرفته است، مقدار داروي محاسبه شده برای مرکز صفحه چشمی در شکل 10c تقریباً دو برابر شکل 10b می باشد.

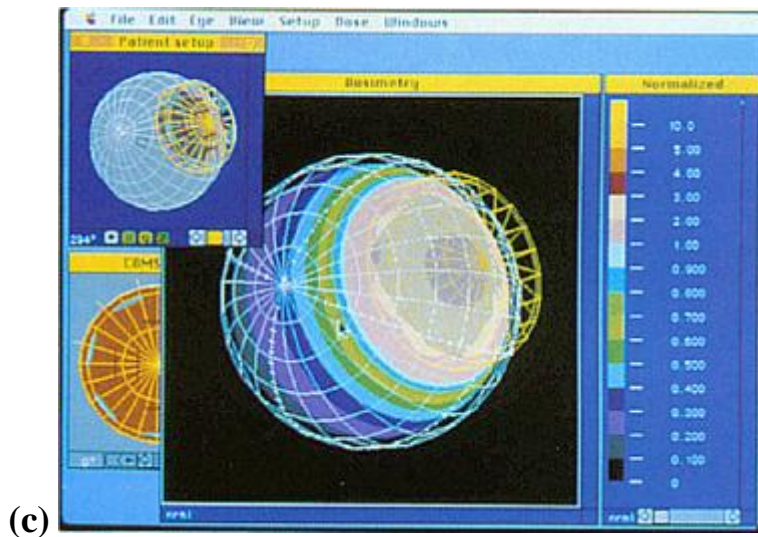


(a)



(b)





(c)

شکل ۱۰: توزیع‌های مقدار داروی شبکه چشم برای یک پلاک COMS ۱۶ میلی‌متری با ۷ تا منبع یکسان ۱۲۵ در درون حلقه خارجی. نمایش تا یک مقدار 1.0 در فاصله ۶ میلی‌متری از سطح پلاک بر روی محور مرکزی پلاک نرمالایز شده است. (a) و (b) نمای تصویر سه‌بعدی از نقاط مزیت عقبی و جلویی می‌باشد. (c) با (b) یکسان می‌باشد به جز این که لبه تأثیرات متعادل شدن نادیده گرفته شده است.

**قدردانی و تشکر** - بخش‌هایی که از سیستم کامپیوتری اصلی استفاده شده است تا به توسعه این برنامه کمک کند از طریق یک گرنت آموزشی، تحقیقی، و توسعه‌ای از شرکت IBM (دانشگاه جنوبی کالیفرنیا پراجکت سوکراتس) فراهم شده است، و یک گرنت انجمن تحقیقی سرطانی آمریکا ACS-IRG IN-21-W از طریق مرکز جامع سرطان USC فراهم شده است. قسمتی از اجرای مکینتاش ۲ با توانایی شرکت پزشکی BSD انجام شده است.

#### REFERENCES

1. Astrahan, M. A.; Liggett, P.; Petrovich, Z.; Luxton, G. A 500 KHz localized current field hyperthermia system for use with ophthalmic plaque radiotherapy. *Int. J. Hyperther.* 3:423-432; 1987.
2. Brady, L. S.; Shields, J. A.; Augsburger, J. J.; Day, J. L. Malignant intraocular tumors. *Cancer* 49:578-585; 1982.
3. Chan, B.; Rotman, M.; Randall, G. J. Computerized dosimetry of  $^{60}\text{Co}$  ophthalmic applicators. *Radiology* 103:705-707; 1972.
4. Char, D. H.; Castro, J. R.; Stone, R. D.; Irvine, A. R.; Barricks, M.; Crawford, J. B.; Schatz, H. A.; Lonn, L. I.; Hilton, G. F.; Schwartz, A.; Quivey, J. M.; Saunders, W.; Chen, G. T. Y.; Lyman, J. T. Helium ion therapy for choroidal melanoma. *Arch. Ophthalmol.* 100:935-938; 1982.
5. Char, D. H.; Lonn, L. I.; Margolis, L. W. Complications of cobalt plaque therapy of choroidal melanomas. *Am. J. Ophthalmol.* 84:536-541; 1977.
6. Earle, J.; Kline, R. W.; Robertson, D. M. Selection of Iodine 125 for the Collaborative Ocular Melanoma Study. *Arch. Ophthalmol.* 105:763-764; 1987.
7. Finger, P. T.; Packer, S.; Svitra, P. P.; Paglione, R. W.; Anderson, L. L.; Kim, J. H.; Jakobiec, F. A. Thermoradiotherapy for intraocular tumors. *Arch. Ophthalmol.* 103:1574-1578; 1985.
8. Garretson, B. R.; Robertson, D. M.; Earle, J. D. Choroidal Melanoma treatment with iodine 125 brachytherapy. *Arch. Ophthalmol.* 105:1394-1397; 1987.
9. Goitein, M.; Miller, T. Planning proton therapy of the eye. *Med. Phys.* 10:275-283; 1983.
10. Gragoudas, E. S.; Goitein, M.; Verhey, L.; Munzenreider, J. E.; Urie, M.; Suit, H. D.; Koehler, A. Proton beam irradiation of uveal melanomas; results of a 5 1/2 year study. *Arch. Ophthalmol.* 100:928-934; 1982.
11. Haik, B. G.; Jereb, E. B.; Abramson, D. H.; Ellsworth,

- R. M. Ophthalmic radiotherapy. In: Iliff, N., ed. *Complications in ophthalmic therapy*. New York: Churchill Livingstone; 1983:449-485.
12. Kline, R. W.; Yeakel, P. D. Ocular melanoma, I-125 plaques. *Med. Phys.* 14:475; 1987 (abstract).
  13. Last, R. J. (Wolff's) *Anatomy of the eye and orbit*, 6th edition. Philadelphia and Toronto: W. B. Saunders Company; 1968:30.
  14. Ling, C. C.; Schell, M. C.; Yorke, E. D. Two-dimensional dose distribution of  $^{125}\text{I}$  seeds. *Med. Phys.* 12:652-655; 1985.
  15. Ling, C. C.; Yorke, E. D.; Spiro, I. J.; Kubiawicz, D.; Bennett, D. Physical dosimetry of  $^{125}\text{I}$  seeds of a new design for interstitial implant. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 9:1747-1752; 1983.
  16. Lommatzsch, P. K.  $\beta$ -irradiation of choroidal melanoma with  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  applicators. *Arch. Ophthalmol.* 101:713-717; 1983.
  17. Luxton, G.; Astrahan, M. A.; Liggett, P.; Neblett, D. L.; Cohen, D. M.; Petrovich, Z. Dosimetric calculations and measurements of gold plaque ophthalmic irradiators using Iridium-192 and Iodine-125 seeds. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 15:167-176; 1988.
  18. Luxton, G.; Astrahan, M. A.; Petrovich, Z. Backscatter measurements from a single seed of  $^{125}\text{I}$  for ophthalmic plaque dosimetry. *Med. Phys.* 15:397-400; 1988.
  19. Newell, F. W. *Ophthalmology principles and concepts*, 4th edition. Saint Louis: C. V. Mosby Company; 1978:3-7.
  20. Packer, S. Iodine-125 radiation of posterior uveal melanoma. *Ophthalmology* 94:1621-1626; 1987.
  21. Packer, S.; Rotman, M. Radiotherapy of choroidal melanoma with iodine-125. *Ophthalmology* 87:528-590; 1980.
  22. Seddon, J. M.; Gragoudas, E. S.; Egan, K. M.; Glynn, R. J.; Munzenrider, J. E.; Austin-Seymour, M.; Goitein, M.; Verhey, L.; Urie, M.; Koehler, A. Uveal melanomas near the optic disc or fovea—visual results after proton beam irradiation. *Ophthalmology* 94:354-361; 1987.
  23. Stallard, H. B. Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid. *Brit. J. Ophthalmol.* 50:147-155; 1966.
  24. Williamson, J. F. Monte Carlo evaluation of specific dose constants in water for  $^{125}\text{I}$  seeds. *Med. Phys.* 15:686-694; 1988.
  25. Williamson, J. F.; Morin, R. L.; Khan, F. M. Monte Carlo evaluation of the Sievert integral for brachytherapy dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 28:1021-1032; 1983.